



PCT

特許協力条約に基づいて公開された国際出願

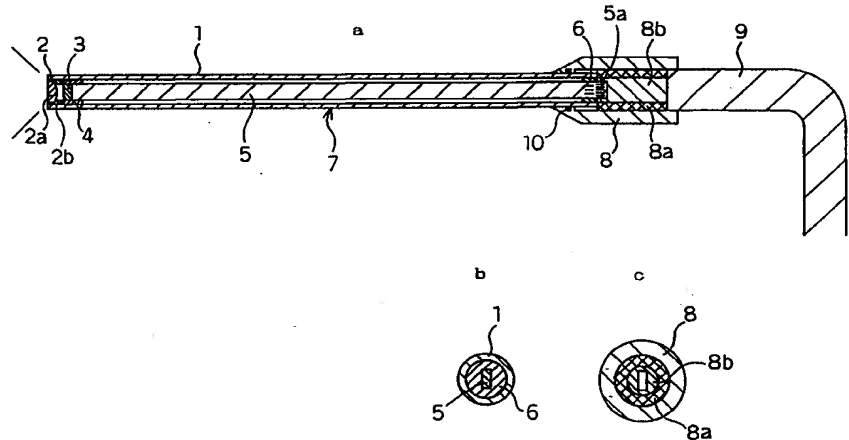
(51) 国際特許分類6 A61B 1/00	A1	(11) 国際公開番号 WO98/35607	(43) 国際公開日 1998年8月20日(20.08.98)
(21) 国際出願番号 PCT/JP98/00558		大嶋希代子(OOSHIMA, Kiyoko)[JP/JP] 〒575-0024 大阪府四条畷市塚脇町6-17 Osaka, (JP)	
(22) 国際出願日 1998年2月12日(12.02.98)		(74) 代理人 弁理士 松田正道(MATSUDA, Masamichi) 〒532-0003 大阪府大阪市淀川区宮原5丁目1番3号 新大阪生島ビル Osaka, (JP)	
(30) 優先権データ 特願平9/28614 1997年2月13日(13.02.97) 特願平9/41911 1997年2月26日(26.02.97) 特願平9/151290 1997年6月9日(09.06.97)	JP JP JP	(81) 指定国 CN, JP, KR, US, 欧州特許 (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).	
(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 松下電器産業株式会社 (MATSUSHITA ELECTRIC INDUSTRIAL CO., LTD.)(JP/JP) 〒571-0050 大阪府門真市大字門真1006番地 Osaka, (JP)		添付公開書類 国際調査報告書	
(72) 発明者 ; および (75) 発明者 / 出願人 (米国についてのみ) 山北裕文(YAMAKITA, Hiroyuki)(JP/JP) 〒538-0041 大阪府大阪市鶴見区今津北1-8-33-1113 Osaka, (JP) 熱田裕史(ATSUTA, Hiroshi)(JP/JP) 〒576-0054 大阪府交野市幾野4-3-10 Osaka, (JP) 内田真司(UCHIDA, Shinji)(JP/JP) 〒572-0807 大阪府寝屋川市大字太秦1011-1-922 Osaka, (JP)			

(54)Title: ENDOSCOPE, METHOD OF MANUFACTURING THE SAME, AND INSERTING MEMBER

(54)発明の名称 内視鏡、その製造方法、および挿入部材

(57) Abstract

An endoscope having an elongated inserting portion inserted into a subject, characterized in that the inserting portion includes a tubular light guide member adapted to guide the light for illuminating the subject, the member is rigid enough to retain the shape of itself, an optical system and an image pickup device are provided in the interior of the light guide member and adapted to observe the subject, the image pickup device includes a solid image pickup element adapted to convert the light from the optical system into an electric signal, and a circuit board is electrically connected to the solid image pickup element.



(57) 要約

被写体へ挿入する細長の挿入部を有する内視鏡において、前記挿入部は、前記被写体を照明するための照明光を導光し、自ら形状を保持できるだけの堅さを有する筒状の導光部材と、前記導光部材の内部に設けられ前記被写体を観察するための光学系と撮像デバイスとを有し、その撮像デバイスは、前記光学系からの光を電気信号に変換する固体撮像素子と、その固体撮像素子に電氣的に接続される回路基板とを有することを特徴とする内視鏡。

P C Tに基づいて公開される国際出願のパンフレット第一頁に掲載されたP C T加盟国を同定するために使用されるコード (参考情報)

AL	アルバニア	FI	フィンランド	LT	リトアニア	SN	セネガル
AM	アルメニア	FR	フランス	LU	ルクセンブルグ	NZ	ニュージーランド
AT	オーストリア	GB	英国	LV	ラトヴィア	SZ	スワジランド
AU	オーストラリア	GG	グンジャ	MC	モナコ	TD	チャド
AZ	アゼルバイジャン	GE	ジョージア	MD	モルドバ	TG	タンザニア
BA	ボスニア・ヘルツェゴビナ	GH	ガナ	MG	マダガスカル	TM	トルクメニスタン
BB	バルバドス	GM	ギニア	MK	マケドニア共和国	TR	トルコ
BE	ベルギー	GN	ギニア・ビサオ			TT	トリニダード・トバゴ
BG	ブルガリア	GW	ギニア・ビサオ	ML	マリ	UA	ウクライナ
BJ	ベナン	GR	ギリシャ	MN	モンゴル	UG	ウガンダ
BR	ブラジル	HU	ハンガリー	MR	モリタニア	US	米国
BY	ベラルーシ	ID	インドネシア	MW	マラウイ	UZ	ウズベキスタン
CC	カカダ	IE	アイルランド	MX	メキシコ	VN	ベトナム
CF	中央アフリカ共和国	IL	イスラエル	NE	ニジェール	WU	ウイグル
CG	コンゴ共和国	IN	インド	NL	オランダ	YU	ユーゴスラヴィア
CH	スイス	IT	イタリア	NO	ノルウェー	ZW	ジンバブエ
CI	コートジボアール	JP	日本	NZ	ニュージーランド		
CM	コモロ	KE	ケニア	PL	ポーランド		
CN	中国	KR	韓国	PT	ポルトガル		
CU	キューバ	KP	北朝鮮	RO	ルーマニア		
CY	キプロス	KZ	カザフスタン	RS	ロシア		
CZ	チェコ	LC	セントルシア	SD	スーダン		
DE	ドイツ	LI	リヒテンシュタイン	SE	スウェーデン		
DK	デンマーク	LR	リベリア	SG	シンガポール		
EE	エストニア	LS	レソト	SI	スロベニア		
ES	スペイン			SK	スロバキア		
				SL	シエラ・レオネ		

1
明 細 書

内視鏡、その製造方法、および挿入部材

技術分野

本発明は、医療用や工業用等に用いられる内視鏡及びその製造方法に関するものである。

背景技術

近年、感染の問題、洗浄消毒作業の煩わしさ等の理由から、使用後に洗浄せずに破棄する使い捨て型の手術用処置具が普及してきており、内視鏡に関しても低価格の使い捨て型のものが望まれている。

そこで、被写体像を結像する結像光学系と、被写体を照明するための照明光学系とを樹脂で一体化することによって挿入部を構成し安価に製造可能とした、使い捨て型の内視鏡が提案されている。

また、アクリル等の重合体材料から成形された光パイプをライトガイドとして使用し、対物レンズ、リレーレンズ等の他の構成要素も同様の重合体材料から成形されたものを使用することにより、使い捨て型の内視鏡に適した光学視管も提案されている。

以下、図面を参照しながら、上記した内視鏡の一例について説明する。

図 1 5 (a) は特開平 6 - 2 5 4 0 4 9 号公報に示す内視鏡の挿入部の断面図、図 1 5 (b) は内視鏡の全体構成図である。

図 1 5 (b) に示すように、内視鏡 1 0 1 は先端部に CCD 1 1 7 を備えた電 子

内視鏡であり、被検体 1 3 5 の観察部位に挿入される挿入部 1 0 2 を有している。挿入部 1 0 2 は、ケーブル 1 2 5 を介して、挿入部 1 0 2 に照明光を供給する光源装置 1 3 0 と、CCD 1 1 7 からの撮像信号の処理等を行う CCU 1 2 9 とに接続される。挿入部 1 0 2 とケーブル 1 2 5 とは、映像コネクタ 1 2 0 の雄ピン 1 2 1 と、ケーブル 1 2 5 のコネクタ 1 0 7 における対応する映像コネクタ 1 2 0 の雌ピンとが嵌合して電氣的に接続される構造である。また、図 1 5 (a) に示すように、挿入部 1 0 2 は、照明光を伝送するライトガイド 1 1 2 と照明レンズ 1 1 8 とから構成される照明光学系と、複数の対物レンズ 1 1 3、1 1 4 で構成される観察光学系と CCD 1 1 7 と、信号線 1 2 3 と、を樹脂 1 0 8 で一体化することにより構成されている。それにより、安価に製造できるため、挿入部 1 0 2 を使い捨て可能としている。

図 1 6 (a) は特表平 2-503361 号公報に示す内視鏡の側断面図、図 1 6 (b) は成形された光パイプ内に、端から端まで設置された一連のロッドレンズを示す、内視鏡の分解斜視図、図 1 6 (c) 光パイプ内のロッドレンズのうちの一つの位置を詳細に示す断面図である。

図 1 6 に示すように、光学検視装置 2 1 0 は検視者 2 1 2 が体腔内等のある領域 2 2 4 を検査するための光学視管であり、内部に光源 2 2 0 からの導光する長尺光パイプ 2 1 4 を備えたものである。この光パイプ 2 1 4 は、パイプの遠位端 2 1 8 からパイプの近位端 2 1 6 付近の屈曲部まで延びている、長尺部分を有し、その長尺部分の内部に、長尺なゆりかご型の凹部 2 5 4 を有するものである。リレーレンズ集合 2 3 8 等のレンズ群は光パイプ 2 1 4 の凹部 2 5 4 に整列固定された後、アルミニウム等から構成された管 2 5 8 に挿入され、中心合わせがなされて挿入部が完成する。そして光パイプ 2 1 4、対物レンズ群 2 2 2、リレーレ

レンズ集合 2 3 8 等の構成要素にアクリル等の重合体材料から成形されたものを使用することにより、使い捨て型の内視鏡に適した構成としている。

しかしながら、上記のような構成の内視鏡の場合、以下のような課題が残されていた。すなわち、

(1) 照明光を伝送するためのライトガイド 1 1 2、2 1 4 を、挿入部 1 0 2、2 1 0 の外装構造体、1 0 8、2 5 8 とは別部材として設けるため、コスト高になるとともに、組み立て作業工程も煩雑になる。

(2) 使い捨て型の内視鏡の場合、挿入部の外装構造体やライトガイドに金属、ガラス部材等の焼却できない部材を使用すると、医療廃棄物の増加等の問題が発生する。

(3) 映像信号を伝達するための電気接続部と、照明光を伝送するための導光ケーブル接続部とが別々に設けられ異なった方向から取り出される場合、導光部材の形状は屈曲した形状にする必要があり、組み立て作業、接続作業も煩雑になる。また、内視鏡の操作部の形状が複雑になり使用時の操作に妨げとなる。

(4) C C D は信号線と接続された状態で対物レンズと位置合わせされ、内視鏡挿入部の内部に組み込まれるが、取り扱いにくく、組立工程が煩雑になる。

また、映像信号を伝達するための電気接続部として従来使用されているピン型コネクタは、容易に着脱できるようにするには不向きな構造であるとともに、挿入部側にもコネクタを設ける必要があるので高価格化の一因にもなる。

(5) 対物光学系、結像光学系、撮像光学系等の部品で位置決めや固定が必要なものは、内視鏡挿入部の内部に組み込む前にネジ等によって予め位置決め、及び固定をしなければならず、専用の実装部材や固定用の穴加工等が必要なので、挿入部の構造が複雑であり組立工程も煩雑になる。

また一方、図21は、特開平8-122663号公報に提案されている内視鏡の挿入部の構成図である。

本内視鏡は、石英光ファイバ束で構成された照明光を伝送するためのライトガイド61と、ライトガイド61の端面61aから出射した照明光を拡散する光拡散素子62と、被写体からの反射光を撮像するための撮像光学系63とを備えている。

光拡散素子62は、被写体を照明する照明光の強度分布を所望の特性に配光するために使用されるものである。従来より光拡散素子62には、研磨技術を利用した凹レンズや、ホログラフィー技術を利用したホログラムレンズ、光の屈折効果を利用した米国POC (Physical Optics Corporation) 社で製造、販売されているLSD (LightShaping Diffuser) 光学素子等がある。

これら光拡散素子62を用いることで、特に撮像領域の中央部は明るく、周辺部が暗くなるという照明分布を改善しようとしていた。

しかしながら、前記のような光拡散素子を用いた内視鏡では、以下のような問題があった。

(6) 凹レンズは研磨加工が必要となるため、非常に高コストになっていた。

(7) ホログラムレンズは光の回折現象を利用して照明光を拡散するために、色の再現性が悪く、色むらが発生していた。

(8) LSDを用いたものは、色むら等は発生しないものの、ライトガイド端面付近に別部材として専用に設置する必要があるため、コスト高の要因となっていた。

(9) また、光ファイバー束端面から出射した光のみを拡散するため、拡散効果には限界があり、所望の照明分布を得ることが困難であった。

発明の開示

このように従来の内視鏡は、上述した（１）～（９）の課題を有していた。

本発明の目的は、上述したような従来技術の課題（１）～（９）を解決することを目的とする。

請求項１の本発明は、被写体へ挿入する細長の挿入部を有する内視鏡において、前記挿入部は、前記被写体を照明するための照明光を導光し、自ら形状を保持できるだけの堅さを有する筒状の導光部材と、前記導光部材の内部に設けられ前記被写体を観察するための光学系と撮像デバイスとを有し、その撮像デバイスは、前記光学系からの光を電気信号に変換する固体撮像素子と、その固体撮像素子に電氣的に接続される回路基板とを有することを特徴とする内視鏡である。

請求項１０の本発明は、被写体へ挿入する細長の挿入部は、前記被写体を照明するための照明光を導光し、自ら形状を保持できるだけの堅さを有する筒状の導光部材と、前記導光部材の内部に前記被写体を観察するための光学系と撮像デバイスとを有し、その撮像デバイスは、前記光学系からの光を電気信号に変換する固体撮像素子と、その固体撮像素子に電氣的に接続される回路基板とを有する内視鏡の製造方法であって、前記導光部材の内部に、前記光学系及び前記撮像デバイス、または、前記撮像デバイスを挿入固定することを特徴とする内視鏡の製造方法である。

請求項１１の本発明は、被写体へ挿入する細長の挿入部は、前記被写体を照明するための照明光を導光し、自ら形状を保持できるだけの堅さを有する筒状の導光部材と、前記導光部材の内部に前記被写体を観察するための光学系と撮像デバイスとを有し、その撮像デバイスは、前記光学系からの光を電気信号に変換する

固体撮像素子と、その固体撮像素子に電氣的に接続された回路基板とを有し、その回路基板は前記固体撮像素子から前記導光部材の末端部まで構成され、前記回路基板の末端部に、信号ケーブルと着脱自在に電氣的接続をするための電極部が形成されている内視鏡の製造方法であって、前記導光部材の先端部に予め固定された前記光学系と、前記固体撮像素子と、の位置調整を、前記回路基板の末端部を操作することで行うことを特徴とする内視鏡の製造方法である。

請求項 1 2 の本発明は、被写体へ挿入する細長の挿入部は、前記被写体を照明するための照明光を導光し、自ら形状を保持できるだけの堅さを有する筒状の導光部材と、前記導光部材の内部に前記被写体を観察するための光学系、又は、光学系及び撮像デバイス、を有する内視鏡の製造方法であって、前記光学系、又は、光学系及び撮像デバイス、を前記導光部材に固定するための固定手段として光硬化性樹脂を使用することを特徴とする内視鏡の製造方法である。

請求項 1 3 の本発明は、被写体へ挿入する細長の挿入部を有する内視鏡において、前記挿入部は、前記被写体を照明するための照明光を導光する中空断面形状の導光部材と、前記導光部材の内部に設けられた、前記被写体を観察するための光学系と撮像デバイスとを備え、前記導光部材の先端部には、その導光部材の他の部分の形状とは異なる形状を有し、前記照明光を散光させる機能を有する散光部が形成されていることを特徴とする内視鏡である。

請求項 3 0 の本発明は、被写体を見るための内視鏡を構成し、被写体へ挿入される挿入部材において、前記被写体を照明するための照明光を導光し、自ら形状を保持できるだけの堅さを有する筒状の導光部材と、その導光部材の内部に配置され、前記被写体からの光を伝送する光伝送系とを備えたことを特徴とする挿入部材である。

図面の簡単な説明

図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態における内視鏡の構成を示す断面図である。

図 2 は、本発明の第 1 の実施の形態における内視鏡を用いた内視鏡システムの全体構成図である。

図 3 は、本発明の第 1 の実施の形態における内視鏡の撮像ユニットの構成を示す断面図である。

図 4 は、本発明の第 1 の実施の形態における内視鏡の挿入部の構成を示す断面図である。

図 5 は、本発明の第 1 の実施の形態における内視鏡の構成（接続前）を示す断面図である。

図 6 は、本発明の第 1 の実施の形態における内視鏡の信号接続部の構成を示す断面図である。

図 7 は、本発明の第 1 の実施の形態における内視鏡の信号接続部の構成を示す断面図である。

図 8 は、本発明の第 2 の実施の形態における内視鏡の構成を示す断面図である。

図 9 は、本発明の第 3 の実施の形態における内視鏡のコネクタを中心とする構成を示す断面図である。

図 10 は、本発明の第 4 の実施の形態における内視鏡のコネクタを中心とする構成を示す断面図である。

図 11 は、本発明の第 5 の実施の形態における内視鏡のコネクタを中心とする構成を示す断面図である。

図 12 は、本発明の第 6 の実施の形態における内視鏡のコネクタを中心とする

構成を示す断面図である。

図 1 3 は、本発明の第 7 の実施の形態における内視鏡のコネクタを中心とする構成を示す断面図である。

図 1 4 は、本発明における内視鏡のコネクタを中心とする構成を示す断面図である。

図 1 5 は、従来の使い捨て型に適した内視鏡の断面図、及び全体構成図である。

図 1 6 は、従来の使い捨て型に適した内視鏡の側断面図、分解斜視図、及び部分拡大断面である。

図 1 7 は、本発明の第 8 の実施の形態に係る内視鏡の導光部材の先端部の拡大断面図である。

図 1 8 は、本発明の第 9 の実施の形態に係る内視鏡の導光部材の先端部の拡大断面図である。

図 1 9 は、本発明の第 1 0 の実施の形態に係る内視鏡の導光部材の先端部の拡大断面図である。

図 2 0 は、本発明の第 1 1 の実施の形態に係る内視鏡の導光部材の先端部の拡大断面図である。

図 2 1 は、従来の内視鏡の一例の先端部の構成図である。

【符号の説明】

- 1 導光部材
- 2 対物レンズユニット
 - 2 a 対物レンズ
 - 2 b 鏡筒（レンズホルダ）
- 3 固体撮像素子

- 4 実装部材
- 5 回路基板
 - 5 a 電極部
- 6 固定部材
- 7 挿入部
- 8 コネクタ
 - 8 a 導光接続部
 - 8 b 信号接続部
- 9 接続ケーブル
 - 9 a ライトガイドケーブル
 - 9 b 信号ケーブル
- 10 シール部材
- 11 カメラコントロールユニット
- 12 光源装置
- 13 モニタ
- 14 撮像ユニット
- 15 信号線
- 16 コンタクト部材
- 17 絶縁部材
 - 17 a, 17 b 貫通孔
- 18 位置決め部材
- 19 導通手段
- 20 リレー光学系

- 2 1 アダプタ光学系
- 4 9、5 4 V溝
- 5 0 外周面
- 5 1 先端面
- 5 2 被写体
- 5 3 先細形状部
- 5 5 反射部材
- 5 6 円錐形状部
- 5 7 薄肉厚部
- 6 1 ライトガイド
- 6 1 a ライトガイド端面
- 6 2 光拡散素子
- 6 3 撮像光学系

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

図 1 ないし図 7 は本発明の第 1 の実施の形態に係る各図面である。図 1 は本発明の第 1 の実施の形態における内視鏡の構成を示す断面図、図 1 (a) は本発明の第 1 の実施の形態における内視鏡の挿入部の端の断面図、図 1 (b) は本発明の第 1 の実施の形態における内視鏡のコネクタの断面図である。

図 1 において、1 は細長の導光部材であって、それ自体その形状を保持できる程度の堅さを有する筒状部材であり、2 は対物レンズユニット、2 a は対物レンズ、2 b は対物レンズ 2 a を組み込んだ鏡筒（レンズホルダ）、3 は固体撮像素

子、4は固体撮像素子3を組み込んだ実装部材、5は固体撮像素子3に電氣的に接続された回路基板、5aは回路基板5の末端部（電源、光源側を末端といい、挿入側を先端部という）に形成した電氣的接続のための電極部、6は回路基板5を導光部材1に固定するための固定部材、7は挿入部、8は挿入部7に接続するコネクタ、8aは導光接続部、8bは信号接続部、9は接続ケーブル、10はシールド部材である。

図2は本発明の第1の実施の形態における内視鏡を用いた内視鏡システムの全体構成図であり、9aはライトガイドケーブル、9bは信号ケーブル、11はカメラコントロールユニット、12は光源装置、13はモニタである。

図3は本発明の第1の実施の形態における内視鏡の撮像ユニットの構成を示す断面図であり、14は固体撮像素子3と実装部材4と回路基板5とからなる撮像ユニットである。

本発明の第1の実施の形態における内視鏡、及び内視鏡を用いた内視鏡システムについて、以下、図1及び図2を用いてその動作について述べる。

本実施の形態の内視鏡は挿入部7の先端に固体撮像素子3を備えた電子内視鏡である。光源装置11から照明光が、ライトガイドケーブル9aを通し、導光接続部8aを介し、さらに導光部材1を通じて伝送され、被写体が照明される。照明された被写体の画像は、対物レンズ2aを通じ固体撮像素子3によって電気信号に変換される。固体撮像素子3によって変換された電気信号は、基板5を通り信号接続部8bから信号ケーブル9bによってカメラコントロールユニット10に接続され、信号処理が行われた後、モニター13によって被写体像が映し出される。

次に、本実施の形態における内視鏡の挿入部の詳しい構造及びその製造方法に

ついて図 1 及び図 3 ないし図 5 を用いて説明する。なお、図 4 は本発明の第 1 の実施の形態における内視鏡の挿入部の構成を示す断面図、図 5 は本発明の第 1 の実施の形態における内視鏡の構成（接続前）を示す断面図である。

導光部材 1 には、ガラス材料を使用してもかまわないが、使用後の廃棄のことを考慮し、可燃性部材、例えば、アクリル等の透明樹脂を使用する。また、断面形状としては細径化など特殊な条件下では楕円状のものなどでも構わないが、単純形状である円筒形パイプが安価であり構造も簡単になる等の理由で望ましい。

図 3 に示すように、対物レンズユニット 2 は対物レンズ 2 a と鏡筒（レンズホルダ） 2 b とからなり、予め、導光部材 1 の先端部に気密接合をしておく。その後、図 4 に示すように固体撮像素子 3 と実装部材 4、及び回路基板 5 とからなる撮像ユニット 1 4 を挿入しながら、回路基板 5 の末端側を利用して、対物レンズユニット 2 との位置調整を行う。位置調整が終了すると、鏡筒 2 b と実装部材 4 に設けたネジ等の手段により固定する。さらに、固定部材 6 を用いて回路基板 5 を導光部材 1 に固定させる。

なお、挿入部 7 の組み立ての手順としては以下のような手順、すなわち、対物レンズユニット 2 と撮像ユニット 1 4 とを位置調整し互いに固定した後に、導光部材 1 に挿入し、先端側で対物レンズユニット 2 と導光部材 1 とを接合し、さらに、挿入部 7 の末端側でも固定部材 6 を用いて回路基板 5 を導光部材 1 に固定させる、といった手順でもかまわない。

ここで、対物レンズユニット 2 と導光部材 1 との接合、及び、固定部材 6 と導光部材 1 との接合方法としては、超音波溶着等の、接着剤を使用しない接合方法がある。また、導光部材 1 は照射用の光も通過するので、UV 接着剤など、光硬化型の接着剤を使用することで接着することも可能である。光硬化型の接着剤を

使用すると、導光部材 1 の内部に、対物レンズユニット 2、固定部材 6 等の部品を組み込んだ後で硬化させ接着固定することが可能であるので、精度良く位置決めしつつ組み立てができるという長所がある。

このように、挿入部 7 は、導光部材 1 と、対物レンズユニット 2 と、固体撮像素子 3、回路基板 5 等からなる撮像ユニット 14 との二つないし三つのユニットに大別される、非常にシンプルな構成、かつ形状であるため、比較的容易に組み立てることができる。

組み立てられた挿入部 7 は、図 5 に示すように、コネクタ 8 を介して、ライトガイドケーブル 9 a と信号ケーブル 9 b とからなる接続ケーブル 9 に接続された状態で使用される。コネクタ 8 には O リング等のシール部材 10 が設けてあり、挿入部 7 はコネクタ 8 と接続されることにより内部が汚染されないような気密構造となる。なお、挿入部 7 の末端側を固定部材 6 を用いて回路基板 5 に安定固定させる際、エポキシ系接着剤等を用いて気密構造にしておくと、コネクタ 8 に設けたシール部材 10 による封止構造と合わせて二重封止構造の形となり、挿入部 7 の内部が患者の血液等で汚染される危険性はさらに少なくなる。

コネクタ 8 は導光接続部 8 a と信号接続部 8 b とからなる。導光接続部 8 a は導光部材 1 に、また、信号接続部 8 b は回路基板 5 の電極部 5 a に接続するため、各々に応じた形状、大きさを有しており、導光接続部 8 a は円環形の形状にし、その内部に信号接続部 8 b を設けたような構造にすれば効率よく照明光が伝送され、かつ、コネクタ 8 の形状を操作性のよいシンプルな構造にすることができる。

次に、信号接続部 8 b の具体的な構造について、図 6 を用いて説明する。図 6 は本発明の第 1 の実施の形態における内視鏡の信号接続部の構成を示す断面図であって、15 は信号ケーブル 9 a を構成する各々の信号線、16 は回路基板の電

極部 5 a に接触して導通するための弾性変形する断面 V 字型コンタクト部材、1 7 はコンタクト部材 1 6 を接続固定する絶縁部材、1 7 a 及び 1 7 b は絶縁部材 1 7 に設けた貫通孔、1 8 は電極部 5 a とコンタクト部材 1 6 とを位置決めし確実に接触させるための位置決め部材、1 9 は絶縁部材 1 7 に形成した接続配線である。

図 6 において信号接続部 8 b の構造は、コンタクト部材 1 6 を回路基板 5 の電極部 5 a に接触させ信号ケーブル 9 a を構成する各々の信号線 1 5 との電氣的導通をとる構造とする。コンタクト部材 1 6 は弾性変形して電極部 5 a を押圧して接触し電氣的導通を得る押圧機構手段を有しており、電極部 5 a の配列に対応して挿入方向に複数個配列されている。

信号線 1 5 は、絶縁部材 1 7 に設けた貫通孔 1 7 a に対して、また、コンタクト部材 1 6 は、電極部 5 a の位置に対応して絶縁部材 1 7 に設けた貫通孔 1 7 b に対して、半田付け等の手段で電氣的に接続されるとともに固定される。挿入部 7 をコネクタ 8 に挿入する際、位置決め部材 1 8 により電極部 5 a がコンタクト部材 1 6 に確実に接触するよう位置決めされる。さらに、コネクタ 8 にロック機構(図示せず)を設けることによって内視鏡使用時に挿入部 7 とコネクタ 8 とがはずれないよう確実に固定する構造にしておく。

内視鏡の挿入部 7 の細径化に伴い、電極部 5 a は電極数が多くなり挿入方向に複数個複数列にわたり配列される場合があるが、そのような場合でもこのような構成にすることにより、信号接続部 8 b を細くて挿入しやすい構造にすることができる。また、従来例のように挿入部 7 側にコネクタを別途設ける必要がないので、挿入部 7 の構造も簡単で低価格化にすることが可能である。

さらに、コンタクト部材 1 6 に押圧機構手段を設けることにより、電極部 5 a

の電極数が多くても良好な電氣的接続が得られるとともに、回路基板 5 との電氣的接続がワンタッチにできる。なお、コンタクト部材 16 は押圧機構手段を設けない構造のものでもかまわないが、良好な電氣的接続が得られ挿入しやすいという点で、本実施の形態で説明したような押圧機構手段を設けた構造のほうがより効果的である。

信号線 15 とコンタクト部材 16 とを導通するための導電手段 19 には、例えば絶縁部材 17 上に形成したパターン配線を用いる。すなわち、信号線 15 を接続固定するための貫通孔 17a と、各々の信号線 15 に対応したコンタクト部材 16 を接続固定するための貫通孔 17b とを結ぶようなパターン配線を用いて絶縁部材 17 上に形成することにより導電手段 19 とする。

導電手段 19 に回路実装や半導体実装に使われているパターン配線を適用することにより、電極部 5a の配列パターンが精細化、複雑化されても、その配列パターンに応じた信号接続部 8b を作製することが可能となり、この点も本実施の形態の特徴の一つである。

なお、電極部 5a が比較的大きい場合は、信号接続部 8b の構造を図 7 のような構造にしてもよい。ここに、図 7 は本発明の第 1 の実施の形態における内視鏡の別の信号接続部の構成を示す断面図である。

すなわち、電極部 5a の配列は前列と後列で千鳥格子状に配列にする。つまり、挿入方向の直線 (X) 上に電極部 5a が載らないように、少しずつずらして配列する。コンタクト部材 16 と信号線 15 とは、貫通孔 17a において、半田付け等の手段で電氣的に接続されるとともに固定される。コンタクト部材 16 は、接続固定部であるその貫通孔 17a から電極部 5a の近傍まで延伸し、もう一方の貫通孔 17b を通じ、下方へ所望の角度で曲げてバネ性を持たせ、押圧機構をも

実現する。

この構造ではコンタクト部材 16 は短冊状の金属薄板から曲げ加工で製造可能であり、また、コンタクト部材 16 の一部が導通手段 19 を兼ねているため、図 6 の実施の形態のように導通手段を別途設ける必要がないので、量産に適している。

以上まとめると、本実施の形態が従来例と大きく異なる点は、挿入部 7 の外装構造体として中空断面形状の、つまり筒状の自らその形状を保持できる程度の堅さをゆうする導光部材 1 を使用し、従来、挿入部 7 の内部に設けていたライトガイドの役割を兼ねさせた点と、固体撮像素子 3 から導光部材 1 の末端部まで設けられた回路基板 5 を使用し、さらに、その回路基板 5 の末端部に信号ケーブルと着脱自在に電氣的接続をするための電極部を形成した点にある。以下にその作用と効果について説明する。

一般に、手術用に用いられる硬性内視鏡は、対物レンズと、複数のロッドレンズからなる像伝送用レンズ群を実装した構造体と、多数本の光ファイバーからなるライトガイドとを、金属製の外装構造体の内部に実装した構成が一般的であった。このような構造にすると、光学的及び構造的に非常に複雑になり、製造が非常に煩雑であるとともに部品点数も多く、高価な物にならざるを得なかった。

また、先端に CCD を配置する電子内視鏡の場合、像伝送用レンズ群が不要になるため光学的にはシンプルになるが、信号を接続するための配線やコネクタが必要となり、構造的にはやはり複雑なものにならざるを得なかった。さらに、照明光学系と撮像光学系を樹脂で一体化して挿入部形状とすることで金属製の外装構造体の代替とした、使い捨て型の内視鏡も提案されているが、いずれにしても構造的には複雑なものになるため、低価格化には限界がある。

これに対し、本実施の形態の内視鏡では、挿入部 7 の外装構造体として中空断面形状の導光部材 1 を使用し、従来、挿入部 7 の内部に設けていたライトガイドの役割を兼ねるため、従来、別部材として使用していたライトガイドを必要としない。

また、導光部材 1 に単純形状である円筒形のパイプをそのまま使用し、かつ、固体撮像素子 3 に電氣的に接続された回路基板 5 の末端部に信号ケーブルと着脱自在に電氣的接続をするための電極部 5 a が形成されているので、挿入部 7 の末端部において信号接続と導光接続が同時に接続可能で、接続部であるコネクタ 8 の形状をシンプルな構造にすることができる。

したがって、内視鏡の挿入部は組み立て易く、低価格化になるとともに、接続ケーブルとの接続についても信号接続及び導光接続がワンタッチにでき、操作部の形状もシンプルなものにすることができるので使用時の操作性も向上する。さらに、この導光部材 1 は樹脂製パイプのような可燃性部材を使用すると焼却して廃棄することができ、使い捨て型の内視鏡に適している。

固体撮像素子 3 に電氣的に接続された回路基板 5 が、固体撮像素子 3 から導光部材 1 の末端部まで構成された点も本願の特徴の一つであるが、さらに、導光部材 1 のような樹脂製パイプを用いない、多数の光ファイバーをライトガイドとして使用し金属製の外装部材に組み込むような従来の構造のものに対しても、撮像ユニット 1 3 を組み込むのが容易であるという点、信号接続部 8 b との接続が容易であるという点等で比べて利点がある。

なお、挿入部 7 の気密構造の程度により、従来のような繰り返し滅菌処理に耐えうるタイプ（リユース型）、数回の滅菌処理に耐えうるタイプの内視鏡にも、もちろん適用可能である。

また、本実施の形態では導光部材 1 を挿入部 7 の外装構造体として使用した場合について説明したが、導光部材 1 に対物レンズユニット 2、固体撮像素子 3、等の部品を組み込んだ後に、導光部材 1 の外側に外皮（シース）を被せた構造のものでも同様の効果が得られる。

次に、本発明の第 2 の実施の形態について図面を参照しながら説明する。

図 8 は本発明の第 2 の実施の形態における内視鏡の構成を示す断面図である。図 8 において、20 は被写体像を伝送するためのリレー光学系、21 はリレー光学系 20 から伝送された被写体像を固体撮像素子 3 に結像するためのアダプタ光学系である。

本実施の形態における内視鏡の挿入部 7 は、導光部材 1、対物レンズユニット 2、リレー光学系 20、アダプタ光学系 21 から構成される光学視管である。第 1 の実施の形態とは異なり、固体撮像素子 3 は挿入部 7 の先端ではなく、コネクタ 8 側に設けた構成である。

ここで、挿入部 7 に使用される導光部材 1 はもちろん、対物レンズユニット 2、リレー光学系 20、アダプタ光学系 21 は、可燃性であるアクリル等の樹脂部材ですべて構成されるのが望ましい。

以上のように構成された挿入部 7 を用いた内視鏡について、以下、図 8 を用いてその動作について述べる。

対物レンズユニット 2 を通じて取り込んだ被写体像を、リレー光学系 20 で伝送し、さらにアダプタ光学系 21 によって、コネクタ 8 の内部に設けた固体撮像素子 3 に結像する。これ以降の信号の伝達からモニターに映し出すまでの原理は、（実施の形態 1）と同じである。また、照明光を伝送するための構造、原理も（実施の形態 1）と同じである。

挿入部 7 の製造方法については、導光部材 1 は照射用の光も通過するので、（実施の形態 1）と同じく、UV 接着剤など、光硬化型の接着剤を使用することで接着することも可能である。特に、リレー光学系 20 などは多数のレンズから構成され位置決め精度も必要であり、また、挿入部 7 の中央部にも配置する必要があるため、超音波溶着のような接合方法は困難である。したがって、光硬化型の接着剤を使用する製造方法はより有効である。

本実施の形態が従来の実施の形態、或いは（実施の形態 1）と大きく異なる点は、挿入部 7 が可燃性であるアクリル等の樹脂部材ですべて構成され、焼却して廃棄することが可能である点であり、医療廃棄物を少しでも減らせるという点では、より使い捨て型の内視鏡に適した構成である。

また、（実施の形態 1）と同様、導光部材 1 に対物レンズユニット 2、リレー光学系 20、等の部品を組み込んだ後に、導光部材 1 の外側に外皮（シース）のような外装部材を被せた構造のものでも同様の効果が得られる。

図 9（b）は本発明の第 3 の実施の形態におけるコネクタ 8 を中心とする断面図である。本実施の形態 3 では、信号接続部 8 b は上述した図 6 のような実施の形態 1 と似ているが、導光接続部 8 a の構造が異なっている。すなわち、その導光接続部 8 a の光出射端の大きさ、形状が導光部材 1 の光入射端の大きさ、形状と同じになっている。この構造によって導光ケーブル 9 a から入射された光は損失を最小限に抑えて導光部材 1 へ伝達される。なお、この実施の形態 3 の場合も、導光接続部 8 a の内側に信号接続部 8 b が配置されている。

なお、図 9（a）はその導光接続部 8 a と信号接続部 8 b との断面図である。

図 10（b）は本発明の第 4 の実施の形態におけるコネクタ 8 を中心とする断面図である。本実施の形態 4 では、信号接続部 8 b は上述した図 6 のような実施

の形態 1 と似ているが、導光接続部 8 a の構造が異なっている。すなわち、その導光接続部 8 a は 3 つの部材 8 a 1、8 a 2、8 a 3 から構成されている。光入射側にある部材 8 a 2 における光入射端 8 a 2' の大きさ、形状は導光ケーブル 9 a の光出射端 9 a 1 の大きさ、形状と同じとなっている。また、光出射側にある部材 8 a 1 における光出射端の大きさ、形状は導光部材 1 の光入射端の大きさ、形状と同じとなっている。さらに、この 2 つの部材 8 a 1、8 a 2 は、光ファイバ 8 a 3 の光出射端、入射端を結束するとともに、光ファイバ 8 a 3 で結ばれている。さらに、この導光ケーブル 9 a の光出射端 9 a 1 には筒 9 1 が固定され、また導光接続部 8 a の光入射端 8 a 2' には筒 8 1 が固定されている。この筒 8 1 は筒 9 1 に脱着自在に嵌合されている。このような構造によって、コネクタ 8 は導光ケーブル 9 a と脱着自在となる。

その結果、本実施の形態 4 では、導光ケーブルとして、他社の導光ケーブルや、光源を用いる、本発明の汎用性を高めることが可能である。

なお、図 10 (a) はその導光接続部 8 a と信号接続部 8 b との断面図である。

次に、図 11 は本発明の第 5 の実施の形態におけるコネクタ 8 を中心とする断面図である。本実施の形態 4 とほぼ似ているが、次の点で異なっている。すなわち、導光接続部 8 a における、導光部材 1 側の部材 8 a 1 が存在せず、その代わりに、導光接続部 8 a の導光部材 1 側（光出射端側）の先端の形状が、導光部材 1 の筒形状の厚みと同じ厚さに成っている点である。図 11 の矢印 X がその厚さと形状を示す。なお、部材 8 a 2 側の断面は参考のため、矢印 Y で示す。

このように、部材 8 a 1 を省略することで、安価なものを提供できる。

図 12 は本発明の第 6 の実施の形態における挿入部 7 の先端を中心とする断面図である。

本実施の形態 6 においては、導光部材 1 の先端の内側に鏡筒（レンズホルダ）2 b がはめ込まれ、さらにその鏡筒 2 b の内側にレンズ 2 a がはめ込まれている。さらに、鏡筒 2 b の後ろ側には CCD 3 の実装部材 4 が連続してはめ込まれている。

さらに、その導光部材 1 と鏡筒 2 b との間に気密構造 2 0 a が施され、また鏡筒 2 b とレンズ 2 a との間に気密構造 2 0 b が施されている。この気密構造によって、血液や体液、ばい菌やウイルスが挿入部 7 内へ侵入することを確実に防止でき、CCD 3 が汚染されることを防ぐことが出来る。

その気密処理の仕方としては任意の方法でよいが、例えば超音波溶着が可能である。

さらに、気密構造が施される部材同士の材料が同一である場合は、その気密封止がより容易になる。従来の内視鏡では鏡筒が金属であり、外装部材がガラスであったので、その気密は困難であった。

図 1 3 は本発明の第 7 の実施の形態における挿入部 7 の先端を中心とする断面図である。

本実施の形態 7 は上記実施の形態 6 と次の点で異なる。つまり、レンズ 2 a と鏡筒 2 b は導光部材 1 に対して気密状態でなく、その代わりに、導光部材 1 の先端に 1 a が取り付けられ、その光学窓 1 a と導光部材 1 との間に気密構造 2 0 c が施されている。その具体的内容は上記実施の形態 6 と同様である。

図 1 4 は、導光部材 1 の外側に外装部材 1 b を取り付け、その外装部材 1 b と、光学窓 1 a との間に気密構造 2 0 d を施した例である。

以上説明したように上記の第 1 ～第 7 の実施の形態にかかる本発明による内視鏡及びその製造方法は、

(1) 従来別部材として使用していたライトガイド部材を必要としない。また、挿入部は、非常にシンプルな構成、かつ形状であるため、比較的容易に組み立てることができる、低価格化が可能となる。

(2) 挿入部の末端部において信号接続と導光接続が同時に接続可能である場合は、接続部であるコネクタの形状をシンプルな構造にすることができる。また、電極部の電極数が多くなり挿入方向に複数個複数列にわたり配列される場合でも、信号接続部を細くて挿入しやすい構造にすることが可能となる。したがって、内視鏡の挿入部は組み立て易く、低価格化になるとともに、接続ケーブルとの接続についても信号接続及び導光接続がワンタッチにでき、操作部の形状もシンプルなものにすることができるので使用時の操作性も向上する。

(3) 挿入部の全部、あるいは大部分が可燃材料から構成する場合は、挿入部を焼却して廃棄するという使い方に適している。

また、端子部材の状態を見れば新品のもののか、使用済みのものかは一目瞭然であるので、1回で使い捨てるタイプの内視鏡により適した構成である。

(4) 導光部材は紫外線の照射光も通過するので、光硬化型の接着剤を使用する場合は、導光部材の内部に対物レンズユニット、固定部材等の部品を組み込んだ後で硬化させ接着固定することにより、精度良く位置決めしつつ組み立てることが可能である。

以上の作用により、製造しやすく安価な、使い捨て型、あるいは使用回数を制限して使用するタイプの内視鏡及びその製造方法を提供することができるので工業的価値は極めて大である。

次に、本発明の内視鏡の第8の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

図 17 は、第 8 の実施の形態を示す図であって、導光部材 1 の先端部の拡大断面図を示している。外周面 50 には同心円状に散光部の一例としての V 溝 49 が彫り込まれている。

その V 溝 49 に到達した照明光や、V 溝 49 により反射した照明光の多くは、導光部材 1 の表面への入射角度が変化した結果、光の全反射条件がくずれ、導光部材 1 から光が放出し、被写体 52 を照明する（点線で示す光）。

また、V 溝 49 によって導光部材 1 より放出されずに導光部材 1 内を導光する照明光は、再び全反射を繰り返しながら、先端面 51 に到達する。先端面 51 に到達した光は、先端面 51 から放出し、V 溝 49 によって照明されている領域よりも内側領域を主に照明する（実線で示す光）。

照明された被写体 52 の像は、図 1 に示した対物レンズ 2a を通じ固体撮像素子 3 を介して電気信号に変換される。この電気信号に、各種信号処理を行ない、モニターに被写体像が映し出される。

本実施の形態の内視鏡では中空形状で細長の導光部材 1 を用いることにより、導光部材 1 の外周面からの照明光と先端面からの照明光の両方を利用できるため、極めて広範囲に良好な照明を行うことができる。

また、照明の分布は、外周面 50 の形状や、位置等を変化させることにより最適化が容易にできるため、照明の均一化を容易にできる。

さらに、従来例のように複雑で高価な光拡散素子を用いる必要がなく、導光部材を一体的に加工するだけで散光効果を付加できるため、構造を簡素化でき低コストが可能になる。

なお、散光部の溝は、V 溝に限らず U 溝でもよい。また、同心円状に限らず螺旋状でもよい。また、散光部は、導光部材の外周面に限らず、内周面に設けても

よい。また、導光部材 1 の外周面、内周面または先端面に数十 nm ～ 数 100 μ m 程度の微小な凹凸を形成して、光を散光させてもよい。

すなわち、散光部は導光部材 1 を導光してきた照明光の全反射条件をくずし、照明光を外側に散光できる形状であればよい。

図 18 は、本発明の第 9 の実施の形態に係る内視鏡の導光部材の先端部の拡大断面図を示している。導光部材 1 の先端部は、先端面 51 の方向へ行くほど外径が徐々に小さくなっており、そこに先細形状部 53 が形成されている。

導光部材 1 内を全反射しながら導光してきた照明光は、先細形状部 53 によって全反射条件がくずれ、導光部材 1 の外に放出される。また、一部の照明光は、先細形状部 53 では放出されず、導光部材 1 を導光して先端面 51 に到達し、先端面 51 より放出され、被写体 52 を照明する。

このように、導光部材 1 の先端部を先細形状とすることにより、照明光を容易に導光部材 1 の外周面から散光させることができる。

また、本実施の形態のような先細形状部の外周面は、平滑面であるために、複雑な形状や凸凹がある場合と比べて、非常に滅菌し易い。また、先細形状としてることにより、手術時にトラッカーを介して患者の体内への挿入も容易になる。

なお、先細形状が直線状のテーパ形状である場合について説明したが、これに限らず、曲線状のテーパ形状または直線状と曲線状のテーパ形状を組み合わせた形状でもよい。

図 19 (a) は、本発明の第 10 の実施の形態に係る内視鏡の導光部材の先端部分の拡大断面図を示している。先端面 51 には同心円状に V 溝 54 が形成されている。図 19 (b) に、V 溝 54 を導光部材 1 の軸方向から見た図を示している。

導光部材 1 を全反射しながら導光してきた照明光は、先端面 5 1 に到達すると、先端面 5 1 に設けられた V 溝 5 4 によって、凹レンズ等と同等の屈折効果が発生するので、先端面 5 1 から放出する光をより広範囲に照明できる。

従来の、石英系の光ファイバ束を用いたような構成では、このような広範囲な照明を実現させるためには、別途光学素子を設けるか、または光ファイバ束の端面を精密加工する必要がある、大幅なコストアップの要因となっていた。

本実施の形態では、アクリル等の樹脂で作成した導光部材の加工により、V 溝 5 4 は導光部材 1 と一体に形成できるので、専用に光学素子を設ける必要はない。

なお、溝形状は V 形状に限らない。また、同心円状に限らず、螺旋状でもよい。また、溝の本数は、1 本に限らず複数本でもよい。

図 20 (a) は、本発明の第 11 の実施の形態に係る内視鏡の導光部材 1 の断面図を示している。図 20 (b) はその先端部の拡大断面図である。外周面 5 0 には円錐形状部 5 6 と、導光部材 1 の肉厚を薄くした薄肉厚部 5 7 とが導光部材 1 と一体に形成されている。また、導光部材 1 の内周面には、反射部材 5 5 が設けられている。

導光部材 1 内を全反射しながら導光してきた照明光は、円錐形状部 5 6 によって全反射条件がくずれ、照明光は導光部材 1 の外方向に放出され（点線）、また照明光の一部は導光部材 1 の内方向に向かって放出される（実線）。

内方向に向かって放出された照明光は、導光部材 1 内に設けられた対物レンズ 2 を保持する鏡筒 2 a や固体撮像素子 3 の実装部材 4（図 1 参照）等に向かって進む。

反射部材 5 5 は、鏡筒 2 b や、実装部材 4 の方向に照射された照明光を高反射率で被写体 5 2 方向に反射させる。このため、導光部材 1 を導光してきた照明光

を十分有効に利用できる。

本実施の形態では、散光部が円錐形状の場合について説明したが、先の実施の形態のように導光部材 1 の外周面や内周面に散光部を設けたものでもよい。

反射部材の材料は、反射率の高いものが好ましく、例えばアルミニウムフィルムが好ましい。アルミニウムフィルムは、非常に安価で高反射率が容易に得られるためである。

また、内側方向に照明光が放出されるのは、本実施の形態に示したような外周面の形状の構造だけによって起こるものではなく、全反射条件がくずれるようなほとんどの場合に起こる。したがって、本実施の形態に限らず、先の実施形態のように散光部を有しているものすべてに本発明は有効である。

次に、本発明の第 12 の実施の形態について説明する。本実施の形態では、導光部材 1 の内部に、対物レンズ 2 a を保持するための鏡筒 2 b および固体撮像素子 3 を保持するための実装部材 4 が設けられている。さらに、その鏡筒 2 b または実装部材 4 の材料またはこれら部材の表面コーティング材料に、アルミニウム等の高反射材料を用いている。

このことにより、第 11 の実施の形態のように高反射部材を別に設ける必要がないので、高反射部材の挿入工程が不要となり、実装工程を簡素化できる。

また、この場合鏡筒 2 b や実装部材 4 の表面に、ローレット加工またはサンドブラスト処理を行って、表面に数十 nm ～ 数 100 ミクロン程度の微小な凹凸を形成することは、非常に好ましい。

すなわち、導光部材 1 から内方向に放出した光は、微小な凹凸によって均一化されて反射されるので、更に良好な照明が実現できる。

また、微小な凹凸を形成したことにより、例えば UV 樹脂を用いて接着するよ

うな場合に、これら部材と導光部材 1 とを接着強度を向上できる。

また、本実施の形態のものは、導光部材 1 の外周面に微小な凹凸を設けることなく照明が均一化できる。このため、導光部材 1 の表面を平滑にできるので、導光部材表面は非常に汚れにくくなる。

また、図示はしていないが、高反射率材料の鏡筒 2 b または実装部材 4 の外周面をネジ加工を行うとともに、導光部材 1 の内周面にネジ加工を行って、両者を固定してもよい。

このような構成とすれば、ネジ加工によって接合強度が向上することに加えて、照明光を高効率に散光できる。すなわち、導光部材 1 のネジ部のジグザグ形状により、導光部材 1 を導光する照明光の全反射条件をくずして、照明光を散光させることができるとともに、鏡筒 2 b または実装部材 4 のネジ山部の斜面により、照明光を高反射率で反射させることができる。また、ネジ形状を変化させることにより、被写体の照明を最適にすることができる。

なお、以上の全ての実施の形態において、本発明の導光部材 1 を使い捨てにするのではなく、再利用する様な場合は、その導光部材 1 の材料は、少なくとも 120℃以上のガラス転移温度を有する光学プラスチック材料とするのが好ましい。このようにすることにより、その使用後滅菌処理が楽になる。

産業上の利用可能性

以上のように、第 1～第 7 の実施の形態にかかる本発明の内視鏡は、製造しやすく安価な、使い捨て型、あるいは使用回数を制限して使用するタイプの内視鏡及びその製造方法を提供することができるので工業的価値は極めて大である。

また、以上のように第 8～第 12 の実施の形態にかかる本発明の内視鏡は、導

光部材の先端面からの照明光と散光部からの照明光の両方を利用でき、さらに散光部は中空断面形状の導光部材と一体に形成しているので、簡単な構造で照明分布を良好にでき、低コストが可能になる。

また、導光部材の内部に反射手段を設けることにより、導光部材の内側に照射された照明光を再び被写体に向けて反射させることができるので、照明光を有効に利用できる。

請 求 の 範 囲

1. 被写体へ挿入する細長の挿入部を有する内視鏡において、

前記挿入部は、前記被写体を照明するための照明光を導光し、自ら形状を保持できるだけの堅さを有する筒状の導光部材と、前記導光部材の内部に設けられ前記被写体を観察するための光学系と撮像デバイスとを有し、その撮像デバイスは、前記光学系からの光を電気信号に変換する固体撮像素子と、その固体撮像素子に電氣的に接続される回路基板とを有することを特徴とする内視鏡。

2. 前記回路基板は前記固体撮像素子から前記導光部材の末端部まで構成され、前記回路基板の末端部に、信号ケーブルと着脱自在に電氣的接続をするための電極部が形成されていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

3. 前記挿入部は、コネクタを介して信号ケーブルと導光ケーブルとに接続され、

前記コネクタは、前記信号ケーブル及び前記導光ケーブルの一端に設けられるとともに、前記回路基板の電極部に接続される信号接続部と、前記導光部材に接続される導光接続部とを有し、さらに、前記信号接続部と前記導光接続部とは同時に前記電極部と前記導光部材に着脱されるよう構成されていることを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡。

4. 前記コネクタの前記信号接続部は前記導光接続部の内部側に設けられていることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡。

5. 前記導光部材は樹脂性材料からなることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

6. 前記コネクタの前記信号接続部には、前記回路基板の電極部が挿入された

ときそれに接触してそれに電氣的に導通するコンタクト部が、少なくとも前記回路基板の挿入方向に複数個配列されていることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡。

7. 前記挿入部は、コネクタを介して導光ケーブルに接続され、前記コネクタは、導光接続部において、前記導光ケーブルに着脱自在に接続されていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

8. 前記導光接続部の光入射端は前記導光ケーブルの光出射端と実質上同じ大きさ、形状であり、また、前記導光接続部の光出射端は前記導光部材の光入射端と実質上同じ大きさ、形状であり、前記導光ケーブルの光出射端は、前記導光接続部の光入射端に対して着脱自在であることを特徴とする請求項 7 記載の内視鏡。

9. 前記導光接続部の光入射端は前記導光ケーブルの光出射端と実質上同じ大きさ、形状であり、また、前記導光接続部の光出射端は前記導光部材の筒の肉厚と同じ厚さの形状であり、前記導光ケーブルの光出射端は、前記導光接続部の光入射端に対して着脱自在であることを特徴とする請求項 7 記載の内視鏡。

10. 被写体へ挿入する細長の挿入部は、前記被写体を照明するための照明光を導光し、自ら形状を保持できるだけの堅さを有する筒状の導光部材と、前記導光部材の内部に前記被写体を観察するための光学系と撮像デバイスとを有し、その撮像デバイスは、前記光学系からの光を電気信号に変換する固体撮像素子と、その固体撮像素子に電氣的に接続される回路基板とを有する内視鏡の製造方法であって、

前記導光部材の内部に、前記光学系及び前記撮像デバイス、または、前記撮像デバイスを挿入固定することを特徴とする内視鏡の製造方法。

11. 被写体へ挿入する細長の挿入部は、前記被写体を照明するための照明光

を導光し、自ら形状を保持できるだけの堅さを有する筒状の導光部材と、前記導光部材の内部に前記被写体を観察するための光学系と撮像デバイスとを有し、その撮像デバイスは、前記光学系からの光を電気信号に変換する固体撮像素子と、その固体撮像素子に電氣的に接続された回路基板とを有し、その回路基板は前記固体撮像素子から前記導光部材の末端部まで構成され、前記回路基板の末端部に、信号ケーブルと着脱自在に電氣的接続をするための電極部が形成されている内視鏡の製造方法であって、

前記導光部材の先端部に予め固定された前記光学系と、前記固体撮像素子と、の位置調整を、前記回路基板の末端部を操作することで行うことを特徴とする内視鏡の製造方法。

1 2. 被写体へ挿入する細長の挿入部は、前記被写体を照明するための照明光を導光し、自ら形状を保持できるだけの堅さを有する筒状の導光部材と、前記導光部材の内部に前記被写体を観察するための光学系、又は、光学系及び撮像デバイス、を有する内視鏡の製造方法であって、

前記光学系、又は、光学系及び撮像デバイス、を前記導光部材に固定するための固定手段として光硬化性樹脂を使用することを特徴とする内視鏡の製造方法。

1 3. 被写体へ挿入する細長の挿入部を有する内視鏡において、前記挿入部は、前記被写体を照明するための照明光を導光する中空断面形状の導光部材と、前記導光部材の内部に設けられた、前記被写体を観察するための光学系と撮像デバイスとを備え、

前記導光部材の先端部には、その導光部材の他の部分の形状とは異なる形状を有し、前記照明光を散光させる機能を有する散光部が形成されていることを特徴とする内視鏡。

14. 前記導光部材の外周面または内周面に、前記散光部が形成されている請求項13に記載の内視鏡。

15. 前記導光部材の先端側面に、前記散光部が形成されている請求項13に記載の内視鏡。

16. 前記散光部が、同心円または螺旋状の溝である請求項14または15に記載の内視鏡。

17. 前記散光部が、前記導光部材の外径を、前記導光部材の先端面方向へ向かうにつれて小さくすることにより形成されている請求項14又は15に記載の内視鏡。

18. 前記導光部材の内方向へ散光した照明光を外方向へ反射させる反射手段を、前記導光部材の内面に設けた請求項13に記載の内視鏡。

19. 前記反射手段が、反射フィルムである請求項18に記載の内視鏡。

20. 前記反射フィルムが、アルミニウムフィルムである請求項19に記載の内視鏡。

21. 前記光学系または前記撮像デバイスを支持する構造体を高反射率の金属材料で形成することにより、前記構造体を前記反射手段とした請求項18に記載の内視鏡。

22. 前記構造体の表面に、微小な凹凸が形成されている請求項21に記載の内視鏡。

23. 前記構造体の外周面および前記導光部材の内周面に形成されたネジにより、前記構造体が前記導光部材に固定されている請求項21に記載の内視鏡。

24. 前記導光部材の材料が、透明アクリル樹脂である請求項13から23のいずれかに記載の内視鏡。

25. 前記導光部材は、120℃以上のガラス転移温度を有する光学プラスチック材料で構成されていることを特徴とする請求項1又は13記載の内視鏡。

26. 前記光学系は、対物レンズと、その対物レンズを保持するレンズホルダとを有し、その対物レンズは前記レンズホルダと気密接合され、前記レンズホルダは前記導光部材に気密接合されていることを特徴とする請求項1又は13記載の内視鏡。

27. 前記導光部材の先端は、光学窓によって気密封止されていることを特徴とする請求項1又は13記載の内視鏡。

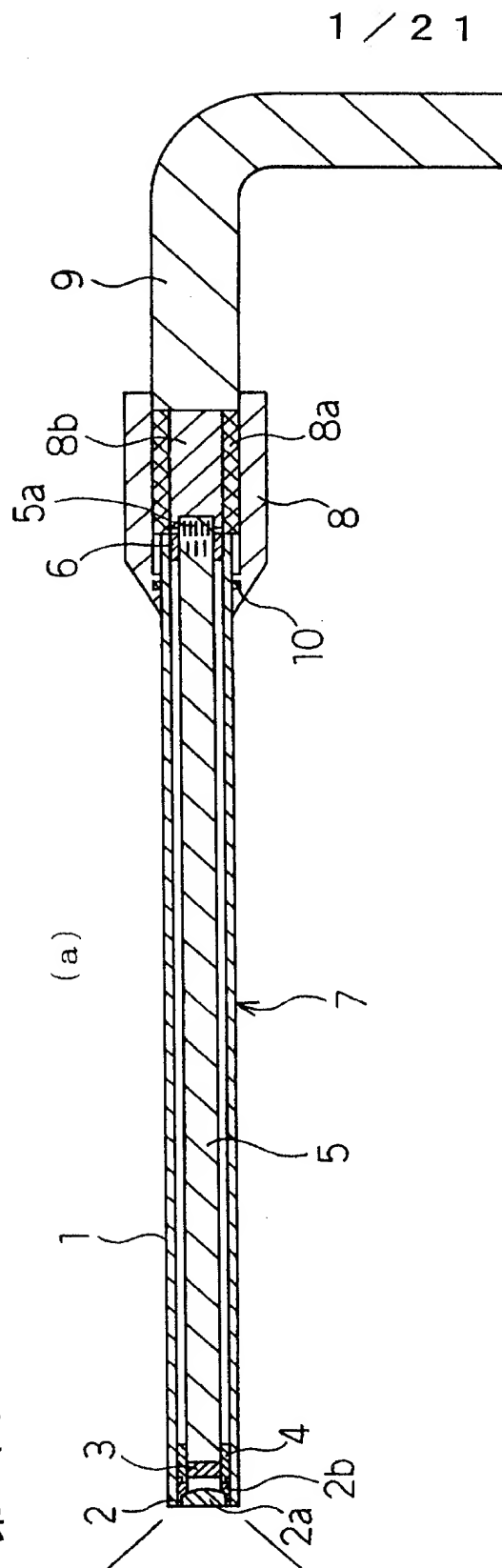
28. 前記光学窓の材料は、前記導光部材の材料と同一材料であることを特徴とする請求項27記載の内視鏡。

29. 前記気密接合は超音波溶着方法で実現されることを特徴とする請求項26～27のいずれかに記載の内視鏡。

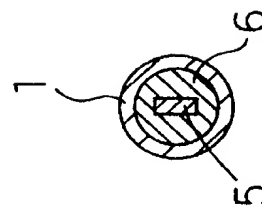
30. 被写体を見るための内視鏡を構成し、被写体へ挿入される挿入部材において、

前記被写体を照明するための照明光を導光し、自ら形状を保持できるだけの堅さを有する筒状の導光部材と、その導光部材の内部に配置され、前記被写体からの光を伝送する光伝送系とを備えたことを特徴とする挿入部材。

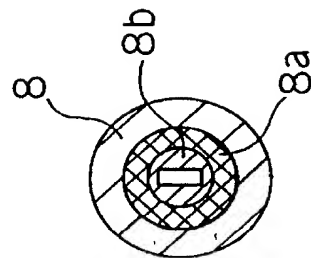
第1図



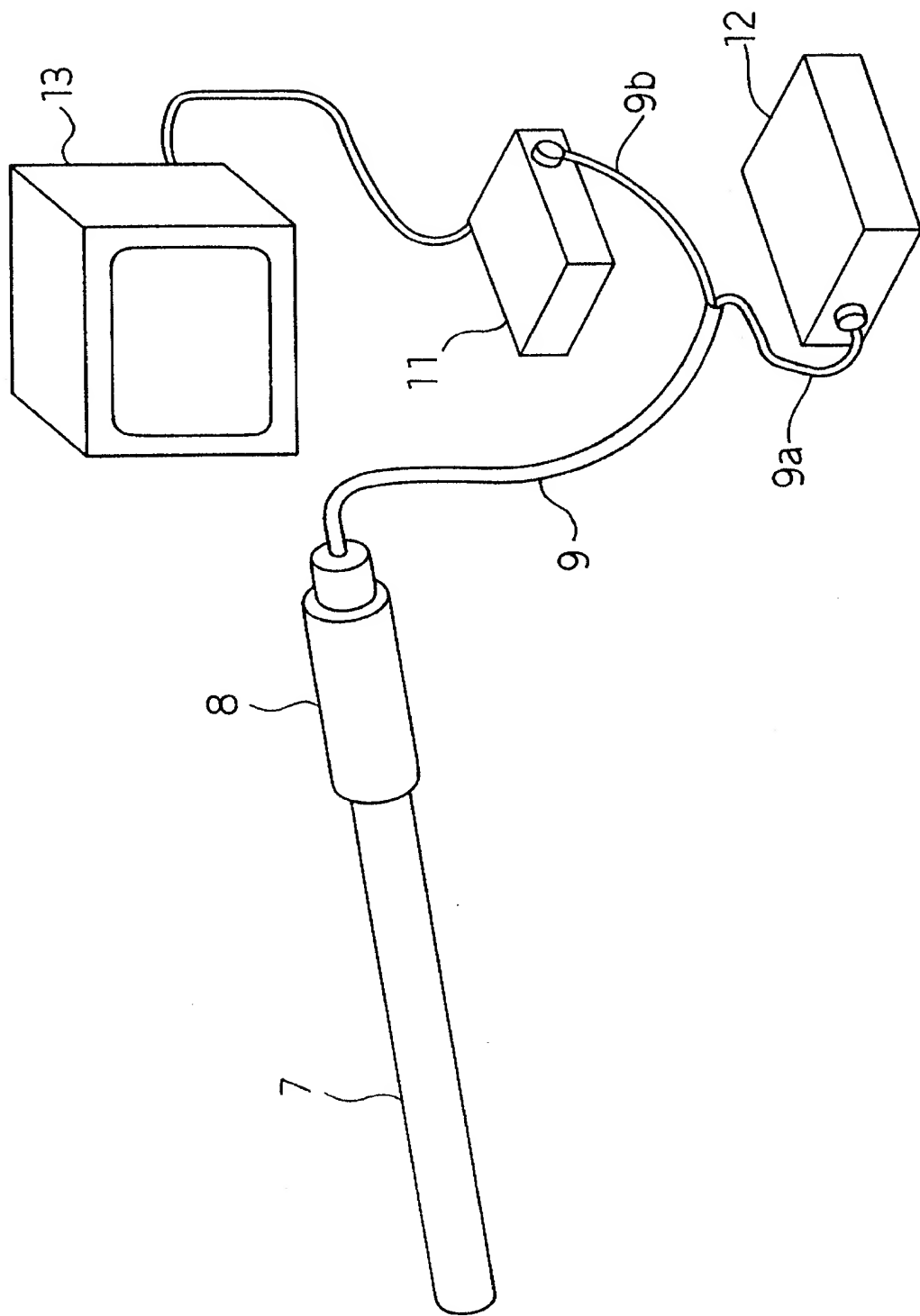
(b)



(c)

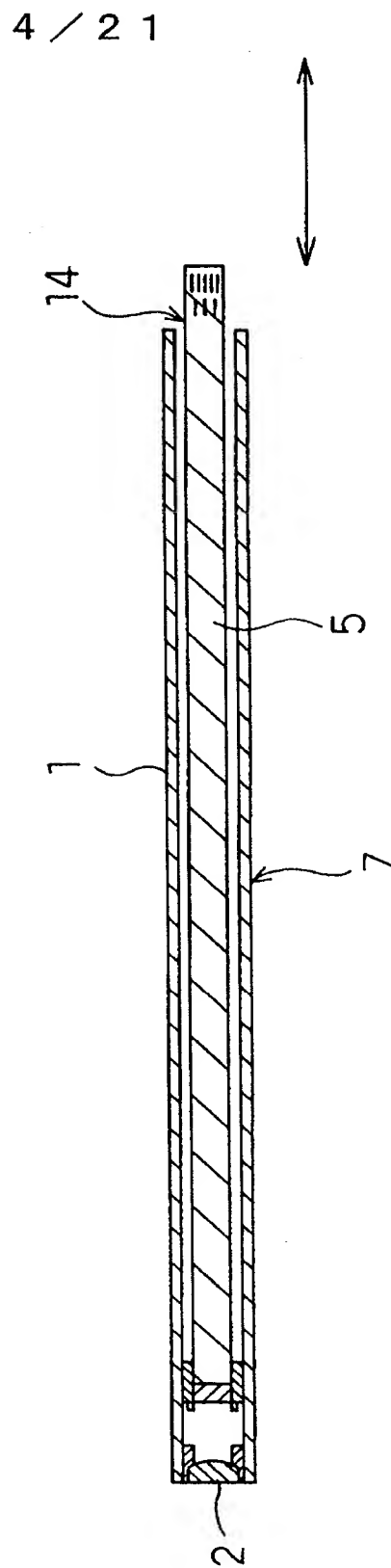


2 / 2 1

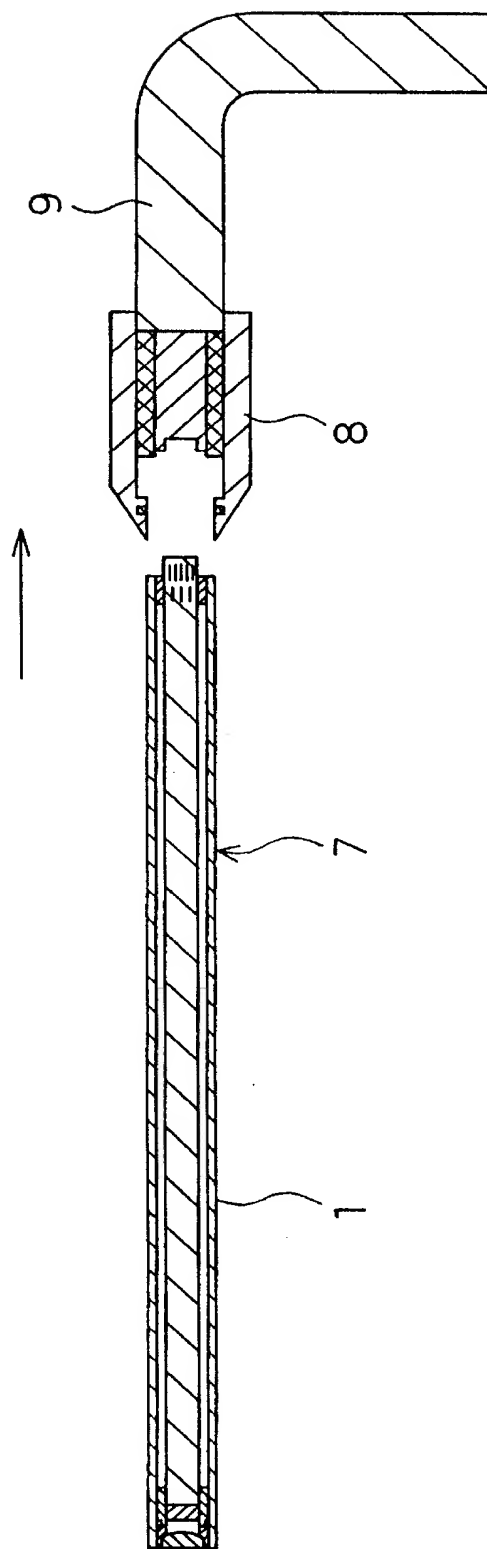


第2図

第4図



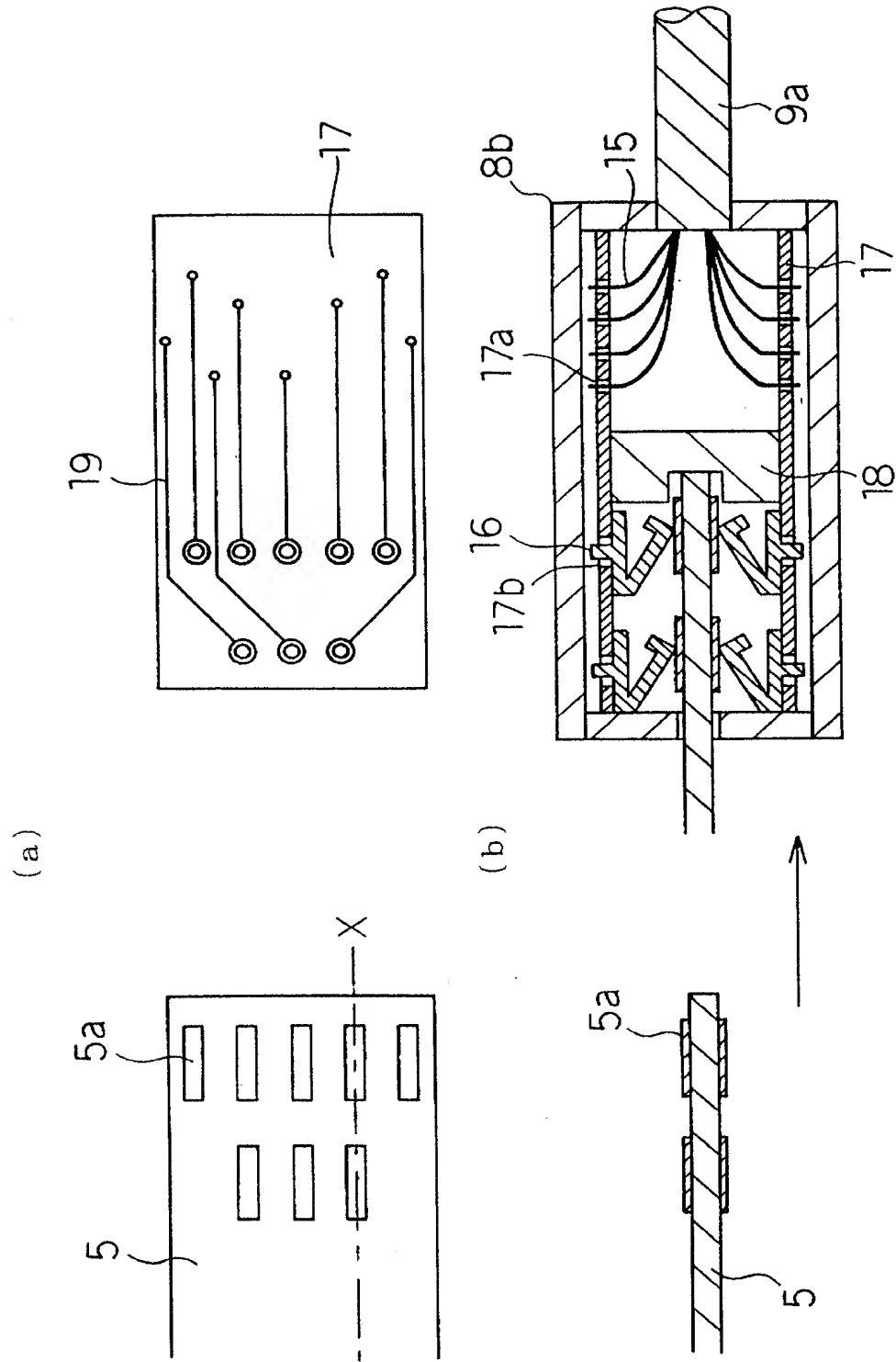
5 / 2 1



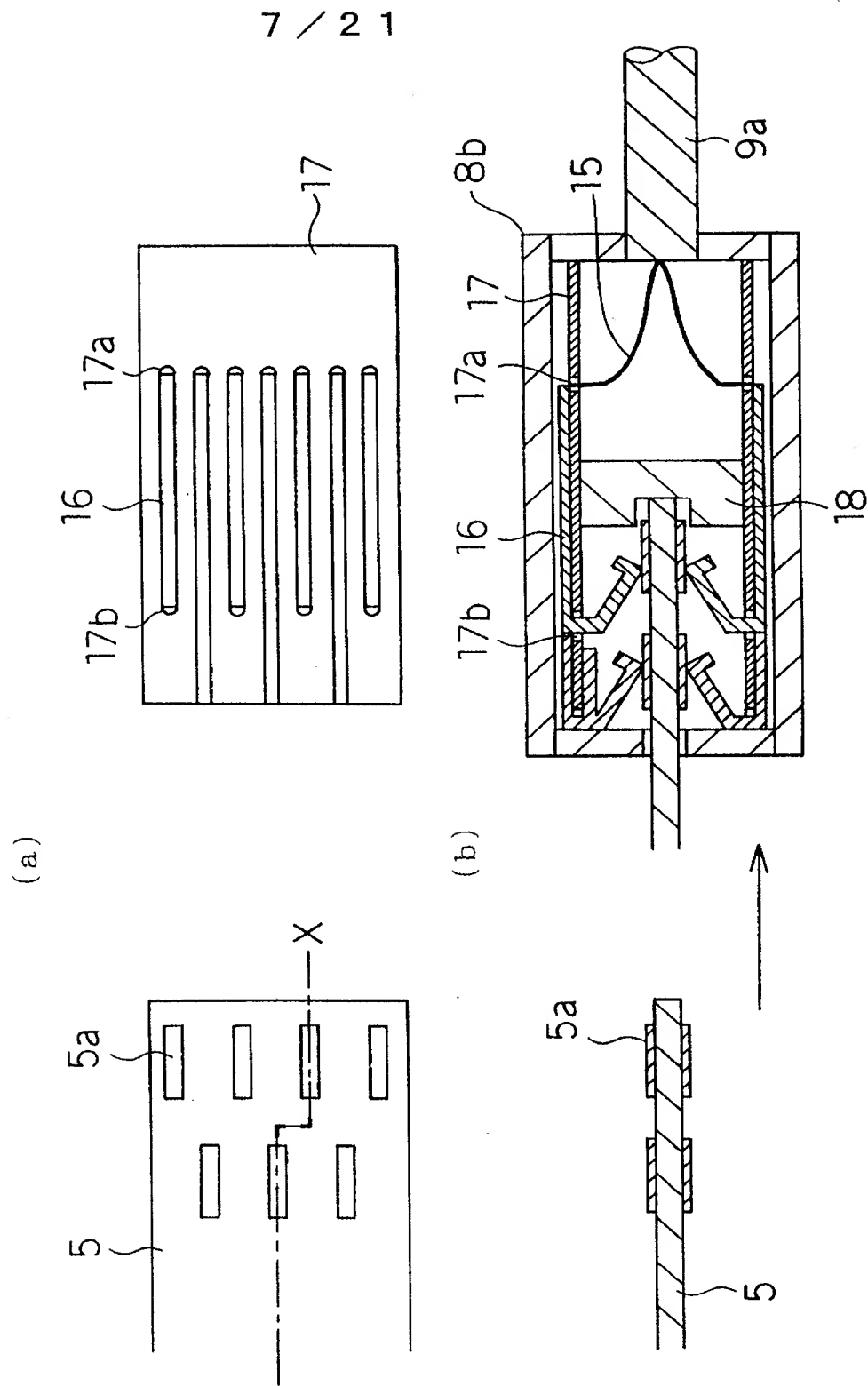
第5図

6 / 2 1

第6図

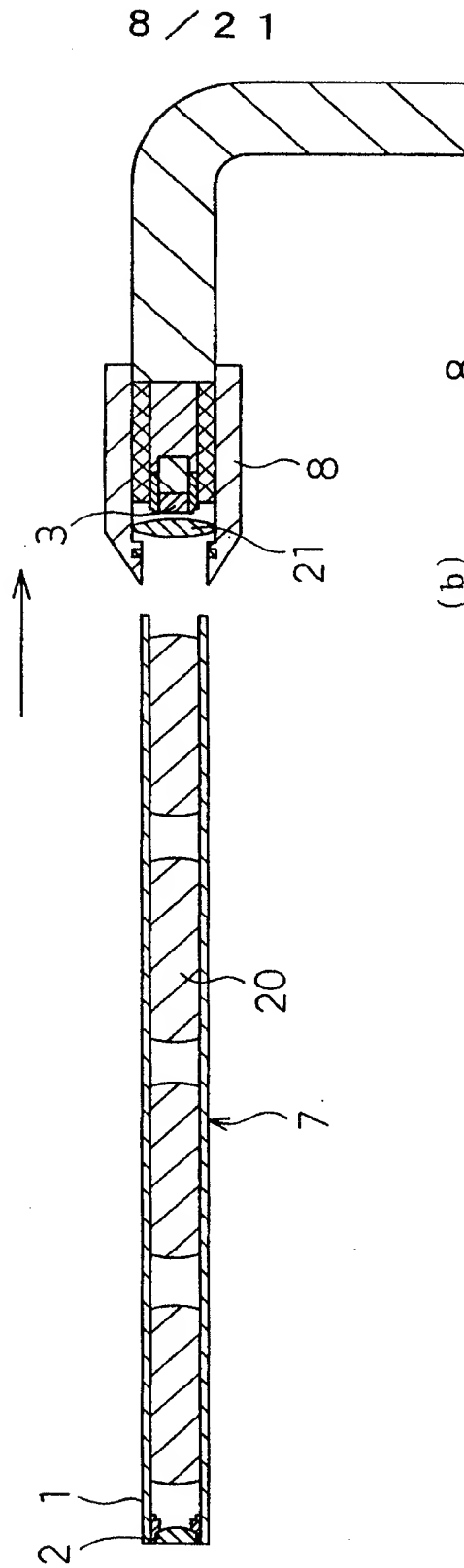


第7図

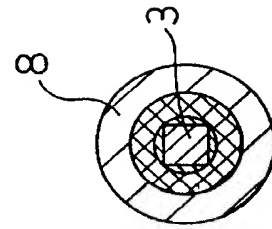


第8図

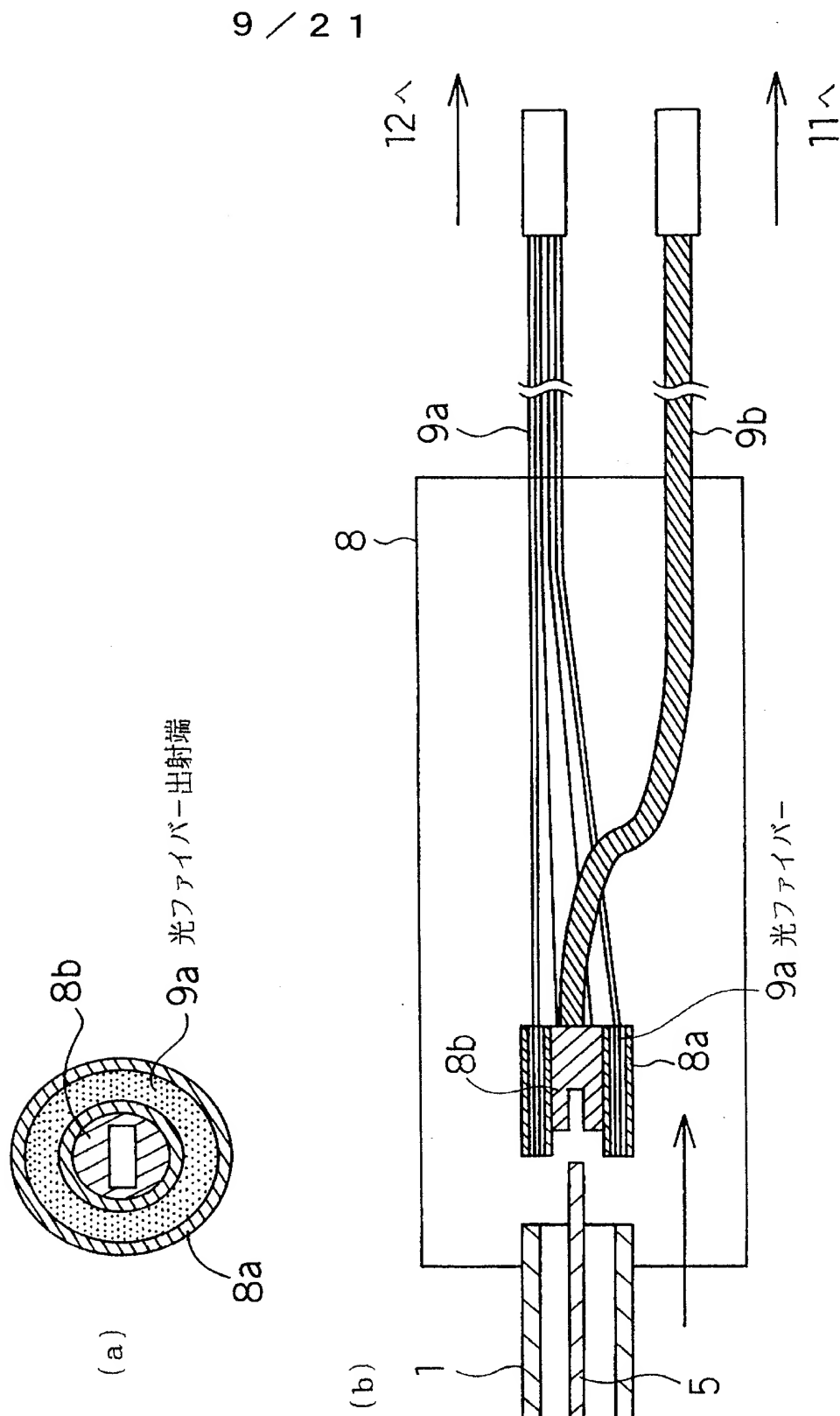
(a)



(b)

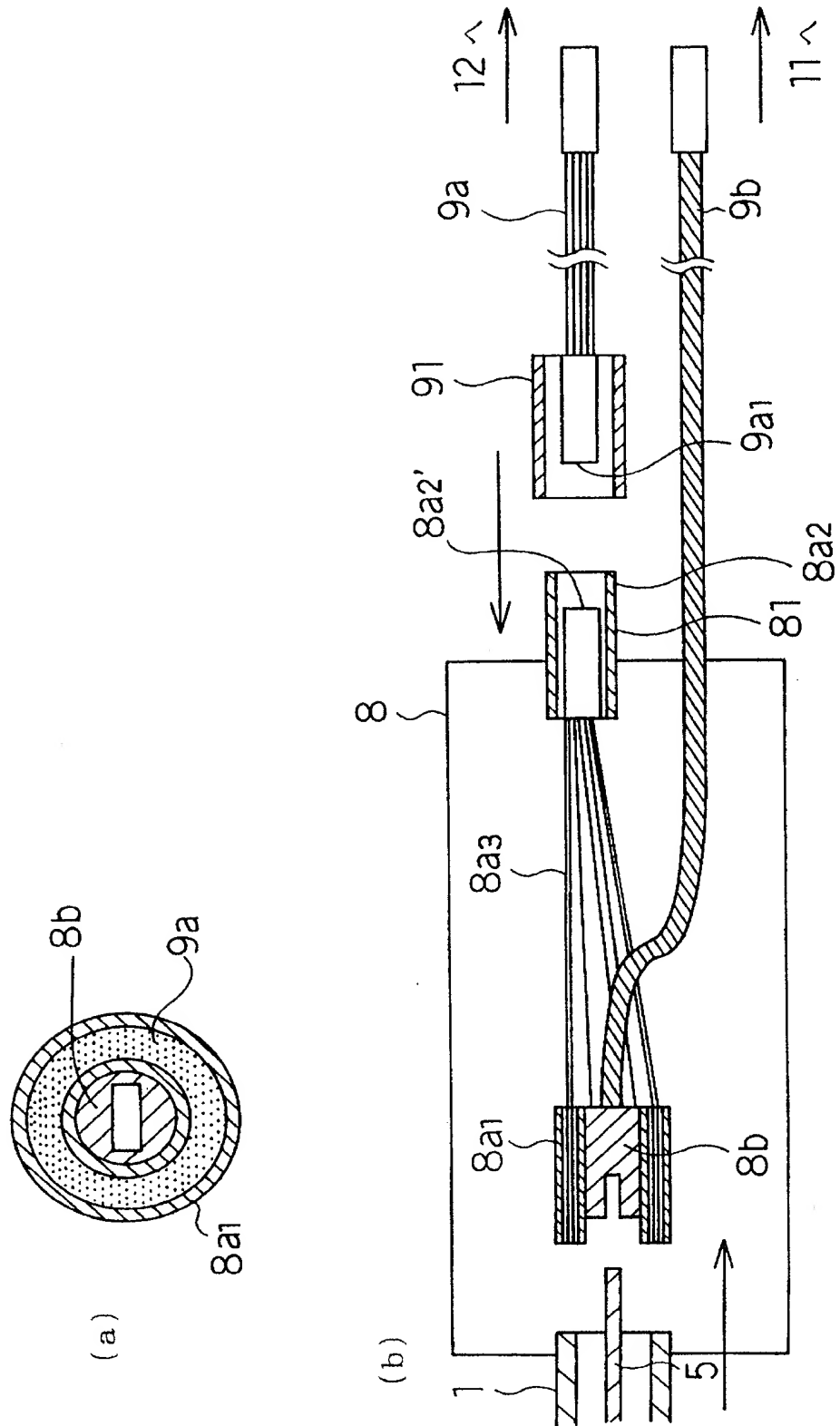


第9図

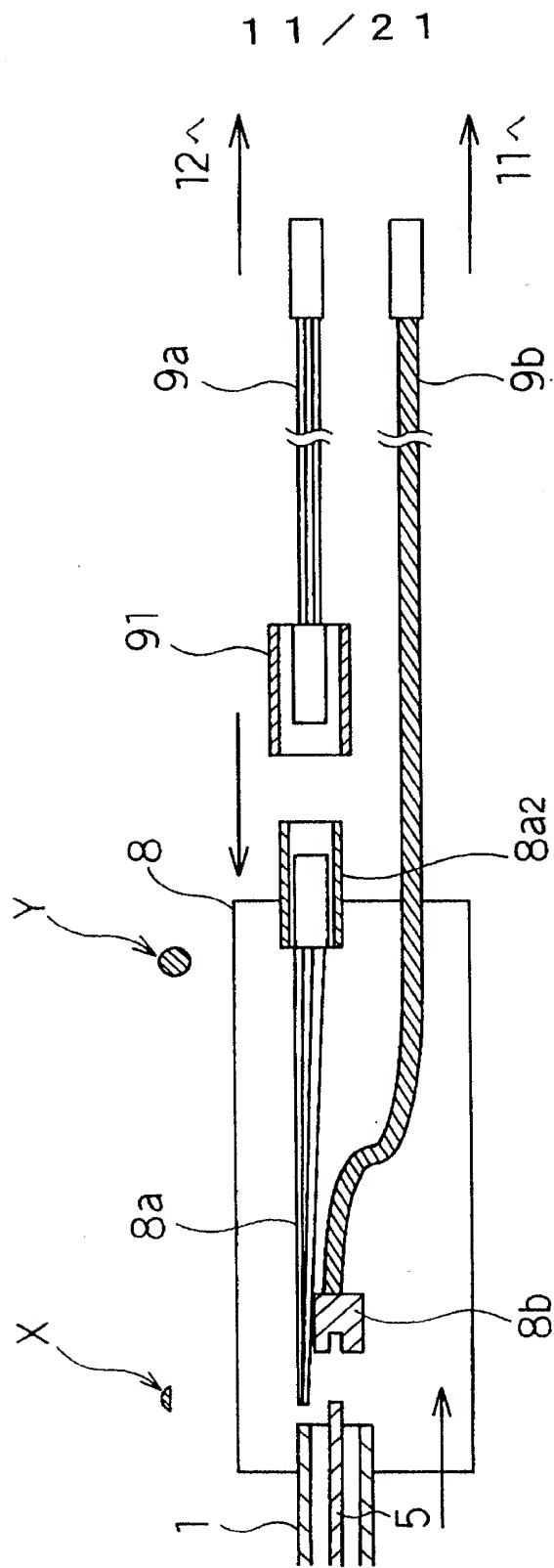


10 / 21

第10図

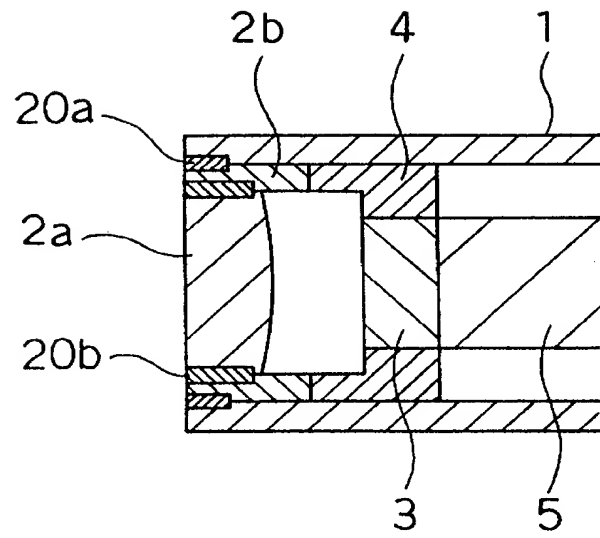


第11図



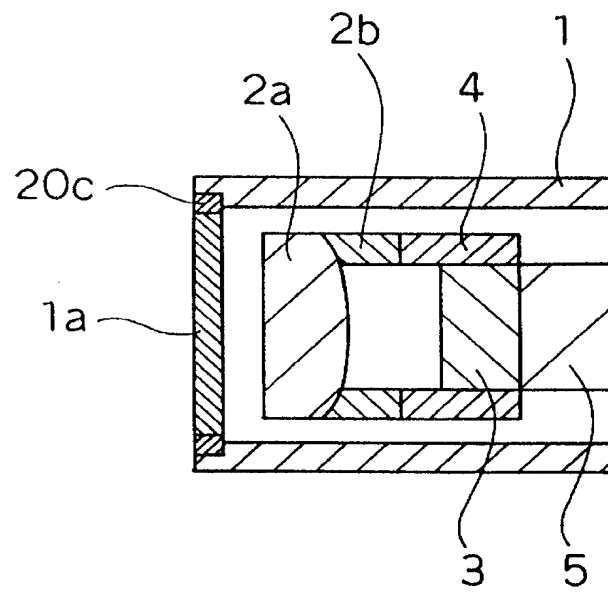
1 2 / 2 1

第 1 2 図



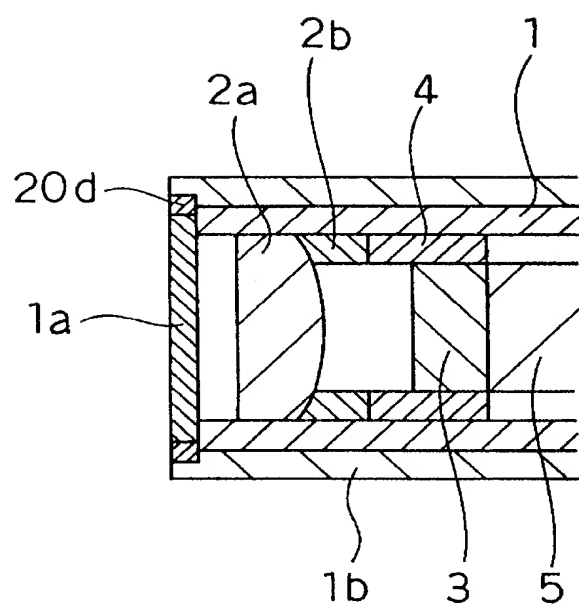
1 3 / 2 1

第 1 3 図



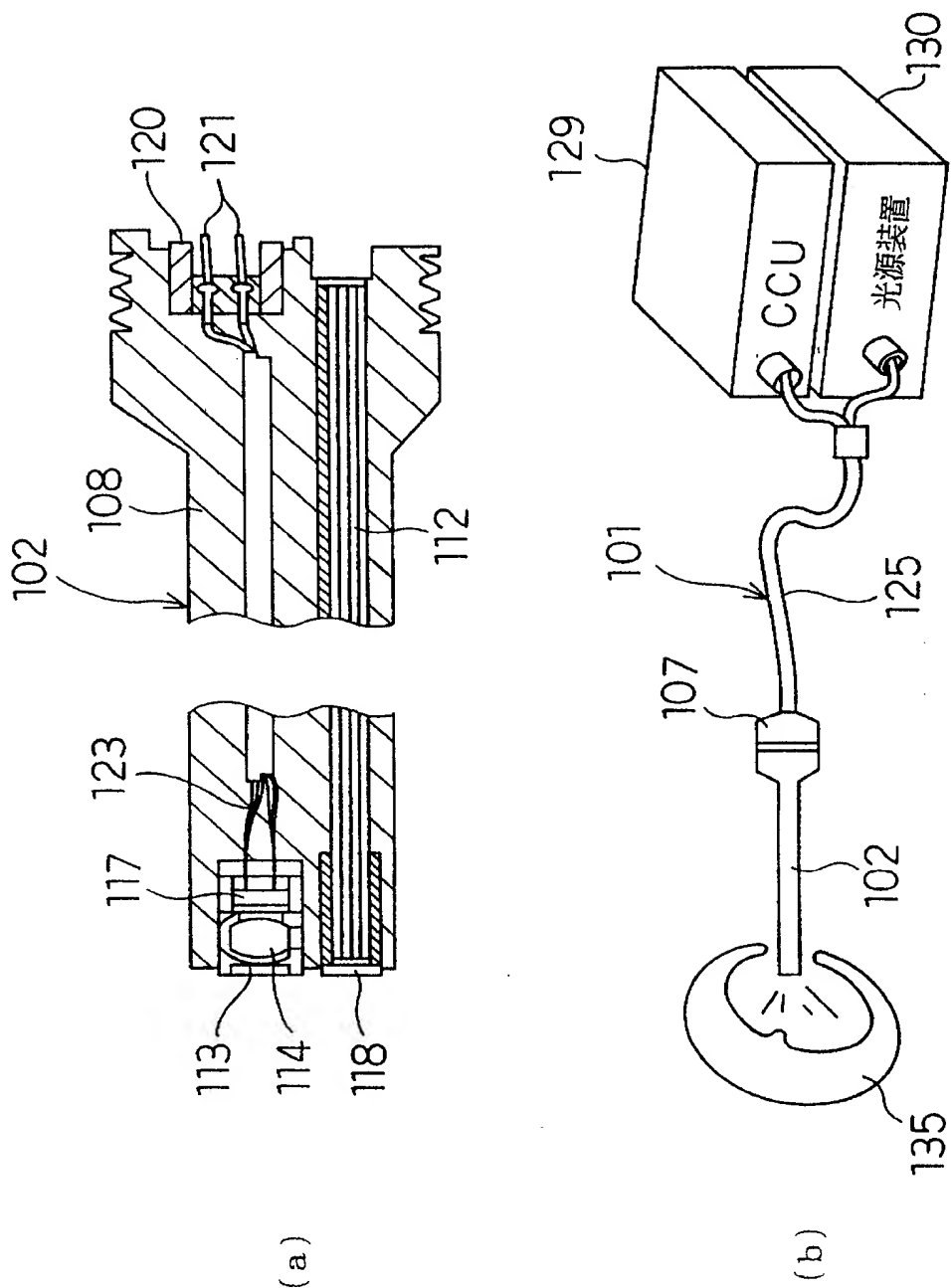
1 4 / 2 1

第 1 4 図



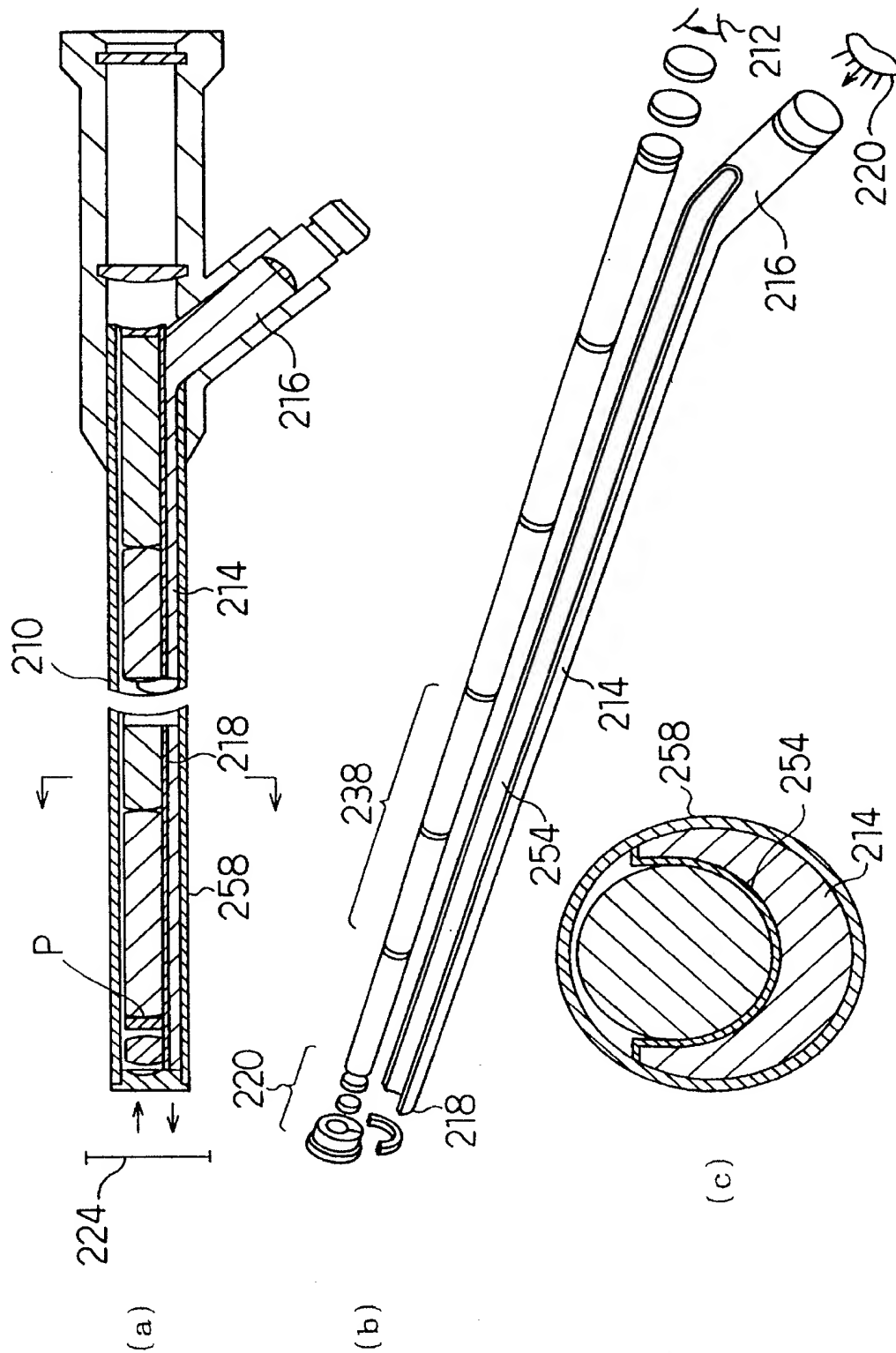
1 5 / 2 1

第15图

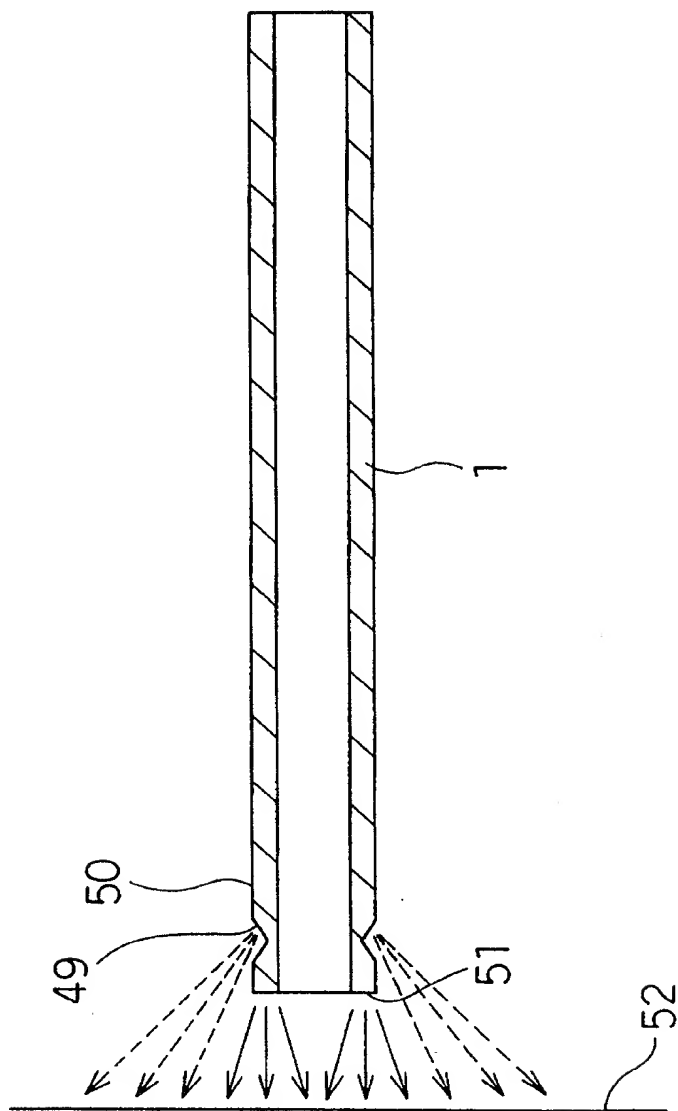


16 / 21

第16図

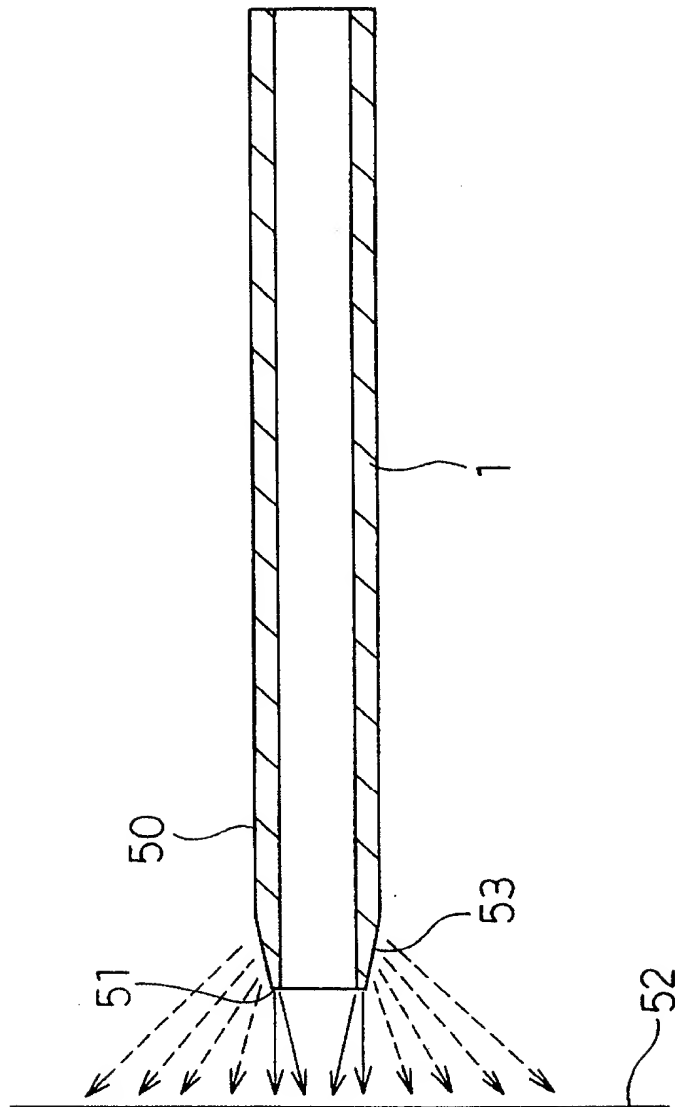


17 / 21



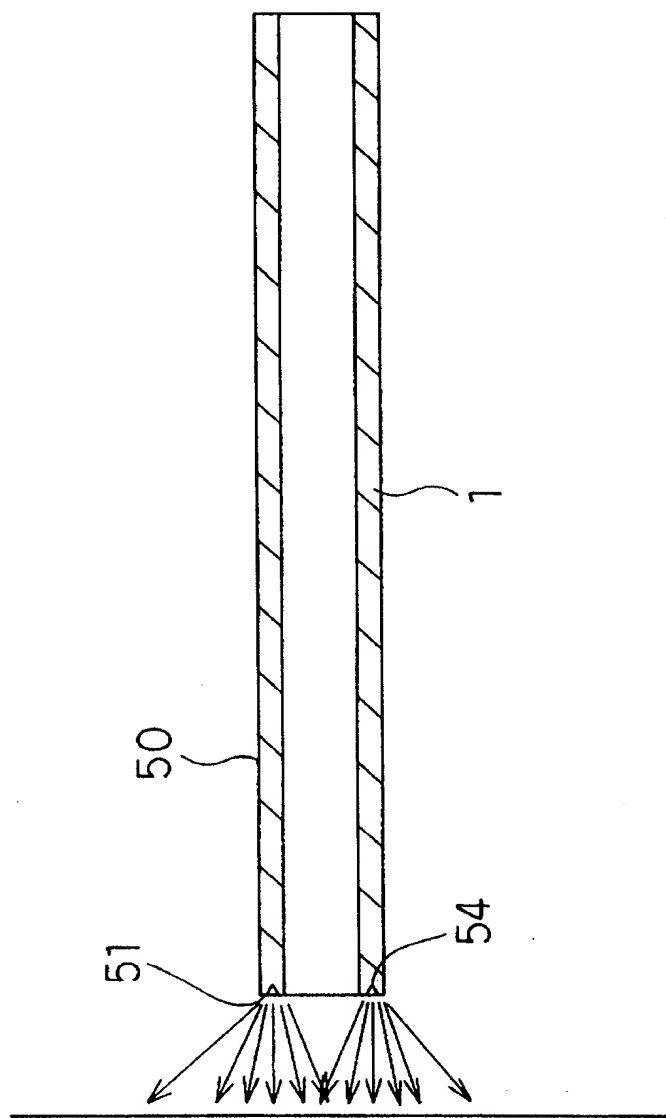
第17図

18 / 21

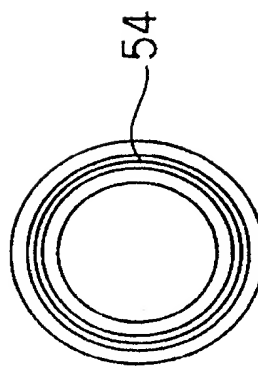


第18図

19 / 21



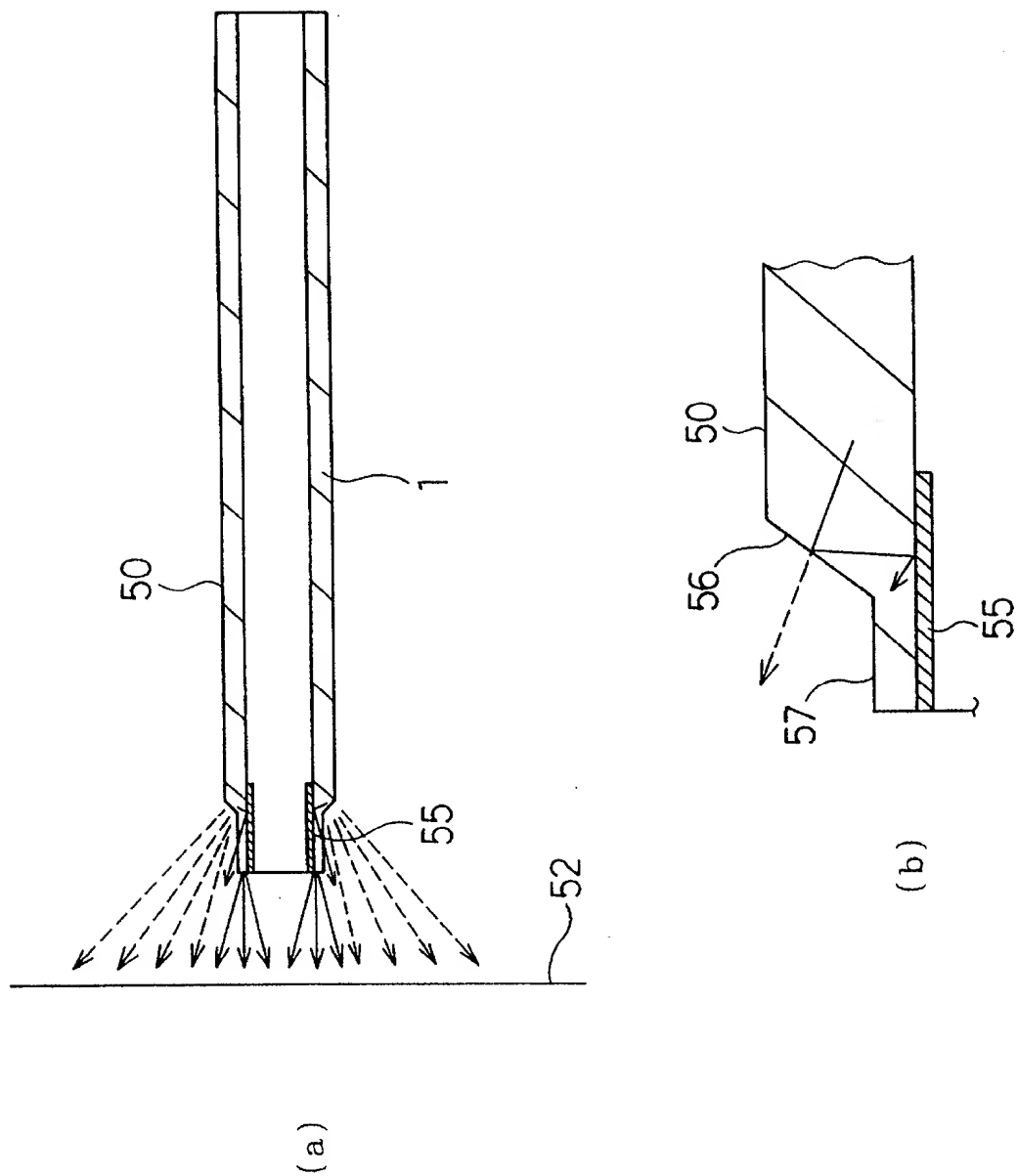
(a)



(b)

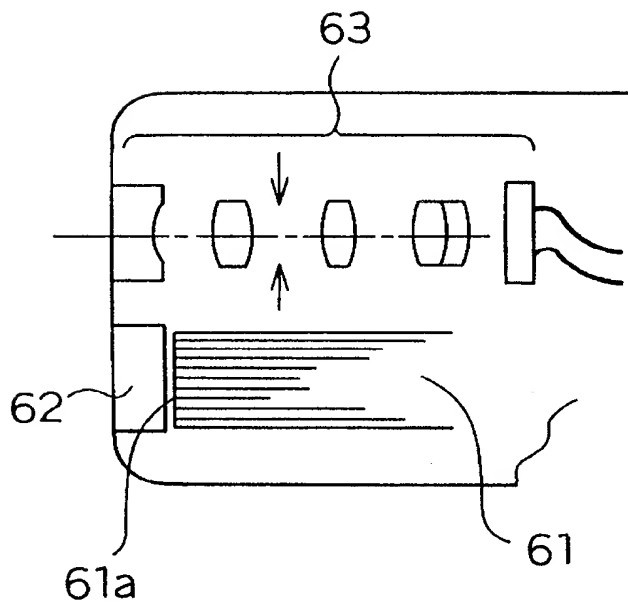
20 / 21

第20図



第 2 1 図

2 1 / 2 1



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP98/00558

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl.⁶ A61B1/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl.⁶ A61B1/00Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1940-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-1998
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-1996

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP, 7-5376, A (Moritex Corp.), January 10, 1995 (10. 01. 95), Full text ; Fig. 1 (Family: none)	1-30
Y	JP, 2-503361, A (Endo Therapeutics), October 11, 1990 (11. 10. 90), Page 3, upper left column, lines 5 to 10, upper right column, lines 7 to 10 ; Figs. 1, 2 & US, 4784118, A	1-30
Y	JP, 6-175041, A (Rinvatek Corp.), June 24, 1994 (24. 06. 94), Full text ; Fig. 1 (Family: none)	1-30
Y	JP, 8-262338, A (Olympus Optical Co., Ltd.), October 11, 1996 (11. 10. 96), Full text ; Fig. 1 (Family: none)	1-30



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
 "A" document defining the general state of the art which is not
 considered to be of particular relevance
 "E" earlier document but published on or after the international filing date
 "I" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is
 cited to establish the publication date of another citation or other
 special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other
 means
 "P" document published prior to the international filing date but later than
 the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority
 date and not in conflict with the application but cited to understand
 the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be
 considered novel or cannot be considered to involve an inventive step
 when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be
 considered to involve an inventive step when the document is
 combined with one or more other such documents, such combination
 being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
April 5, 1998 (05. 04. 98)Date of mailing of the international search report
April 14, 1998 (14. 04. 98)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))			
Int. Cl ⁸ A61B1/00			
B. 調査を行った分野			
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))			
Int. Cl ⁸ A61B1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1940-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-1996年 日本国登録実用新案公報 1994-1998年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示		関連する 請求の範囲の番号
Y	JP, 7-5376, A (株式会社モリテックス), 10. 1月. 1995 (10. 01. 95), 全文, 第1図 (ファミリーなし)		1-30
Y	JP, 2-503361, A (エンドセラピューテイクス), 11. 10月. 1990 (11. 10. 90), 第3頁左上欄第5-10行、第3頁右上欄第7-10行、第1, 2図&US, 4784118, A		1-30
Y	JP, 6-175041, A (リンヴァテック コーポレイション), 24. 6月. 1994 (24. 06. 94), 全文, 第1図 (ファミリーなし)		1-30
Y	JP, 8-262338, A (オリンパス光学工業株式会社), 11. 10月. 1996 (11. 10. 96), 全文, 第1図 (ファミリーなし)		1-30
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 先行文献ではあるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日		国際調査報告の発送日	
05. 04. 98		14.04.98	
国際調査機関の名称及びあて先		特許庁審査官 (権限のある職員)	
日本国特許庁 (ISA/J P)		江 成 克 己	
郵便番号100		印	
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		2 J 7907	
		電話番号 03-3581-1101 内線 3251	